BOSTON MEDICAL LIBRARY
PURCHASED FROM THE INCOME OF THE
SAMUEL WHEELER WYMAN
MEMORIAL FUND

GLIEDERMECHANIK
UND
LÄHMUNGSPROTHESEN

VON

HEINRICH VON RECKLINGHAUSEN

IN ZWEI BÄNDEN
MIT 230 TEXTFIGUREN

BAND II
(KLINISCH-TECHNISCHE HÄLFTE)

DIE SCHLAFFEN LÄHMUNGEN VON HAND UND FUSS UND DIE LÄHMUNGSPROTHESEN

BERLIN
VERLAG VON JULIUS SPRINGER
1920

18.P.61

18548 Hyg

Alle Rechte, insbesondere das der Übersetzung
in fremde Sprachen, vorbehalten.

Copyright 1920 by Julius Springer in Berlin.

BOSTON MEDICAL
MAR 17 1921
LIBRARY

Inhalt des zweiten Bandes.

Klinisch-technische Hälfte.

Die schlaffen Lähmungen von Hand und Fuß und die Lähmungsprothesen.

Seite

Einleitung: Rückblick und Vorblick . . . . . § 61 345

Allgemeiner Teil.

Die Lähmungsprothese vom Standpunkt des Arztes betrachtet.

Die durch die Prothese zu leistende Hilfe und die Schranken derselben. Der nur die Haltung verbessernde starre Apparat. Der bewegliche Apparat mit elastischem Zug: künstlicher Muskel. Die Leistungen des künstlichen Muskels stehen an Mannigfaltigkeit und Unmittelbarkeit hinter denen der ersetzten natürlichen Muskeln zurück . . . . . § 62 347

Allgemeine Auswahl der Ziele. Der künstliche Muskel soll als Gegenspieler der noch arbeitenden natürlichen Muskeln gestaltet werden. Die letzten Ziele und die Hauptarten der Prothesen: Arbeitsprothese (Leistungsprothese), Vorbeugungsprothese, Mobilisationsprothese, ästhetische Prothese. Höchstleistung als Hauptziel . . . . . § 63 350

Bilanz der Prothese und individuelle Auswahl . . . . . § 64 352

a) Die mit der Prothese verknüpften Nachteile 352. — b) Bilanz der Prothese. Ursache ärztlicher Mißerfolge 354. — c) Individuelle Auswahl und Notwendigkeit verschiedener Apparate für dieselbe Lähmungsart 355. — d) Praktische Erprobung der Prothese und Speziallazarette für Nervengelähmte 356. — e) Diagnostik in psychischer und somatischer Beziehung. Verrichtungen und Hantierungen 358. — g) Prothesen bei unvollkommener Lähmung (Parese) 359.

Die Lähmungsprothese vom Standpunkt des Technikers betrachtet.

Mechanische Grundlagen. Zugbahnen und Gerüstwerke. Ein- und mehrgelenkige Apparate. Die Angriffspunkte (Auflagestellen, Druckpunkte). Tragendes und getragenes oder angegriffenes Glied. Physiologische und unphysiologische Achse. Verschiebungsfehler; die Verschiebungskorrektur. Echte und unechte Apparatengelenke. Halbgerüste: Spannwerk und Kran. Übersichtstabelle. Druckverteilung an den Auflagerstellen, Schleuder . . . . . § 65 360

Die Federung, allgemeine Gesichtspunkte. Biegende, drillende und ziehende Feder. Das Prinzip der eben noch genügenden Federkraft: wohlabgepaßte Federung. Die Federkraft soll mit der Verkürzung des Gegenmuskels nicht wachsen, womöglich abnehmen: ausgeglichene Federung. Herstellung derselben: Angriff mit kleiner werdendem Hebel, Prinzip der späten Federstrecke. Gestauchte Federn § 66 369

Orthopädisch wichtige Federarten. Anforderungen: Festigkeit, Nachgiebigkeit (Weichheit), Verwendbarkeit als unechtes Gelenk. Die dreierlei Beanspruchungen auf Druck oder Zug, auf Biegung, auf Drillung. Stabfeder. Blattfeder und Blattfederwerk. Schraubenfedern. Gestauchte Biege-Schraubenfeder. Spiralfeder. Serpentinfeder. Flachwickelfeder. Kombinierte Serpentin-Blattfeder und Flachwickel-Blattfeder. Gerollte Federn . . . . . § 67 375

Seite

Federformeln . . . . . § 68 380

a) Nachgiebigkeit und Festigkeit als Funktionen der physikalischen Konstanten und der Abmessungen der Federn. Umrechnungsformeln 380. — b) Unzulänglichkeit der bisher vorhandenen Formeln 382. — c) Der Federungsweg. 1. Die Grundgleichung. 2. Der Fall des konstanten Trägheitsmoments. 3. Der Fall des gleichmäßig abnehmenden Trägheitsmoments. 4. Zickzackfeder; Drahtlänge und Federlänge. 5. Zickzackfeder mit Beanspruchung der einzelnen Drahtstücke auf Drillung. 6. Formeln für Federn aus rundem Draht: Biege- und Drill-Stabfeder, Biege-Serpentinfeder und Biege-Flachwickelfeder. 7. Formeln für die Zug- und Druck-Schraubenfeder. 8. Blattfedern: Rechteck- und Dreieckfeder 384. — d) Zulässige Belastung und zulässiges Drehmoment 395. — e) Kombinationsformeln für zusammengesetzte Federn. 1. Nebeneinanderschaltung. 2. Hintereinanderschaltung. 3. Beispiel einer dreigliedrigen Feder. 4. Zickzackfedern. 5. Biege-Schraubenfeder und Biege-Spiralfeder 396. — g) Drill-Schraubenfeder und Drill-Spiralfeder 402. — h) Gewickelte Federn mit gestützten Windungen 404. — i) Länge der dicht gewickelten Schraubenfeder. Unvollkommenheitskoeffizient der dichten Wicklung 405. — k) Gestauchte Schraubenfeder. Unvollkommenheitskoeffizient der Stauchung 406. — l) An drei Stellen gehaltene Biegefeder. Zerlegung derselben in zwei Halbfedern 407.

Zulässige Beanpruchung und Hochbeanspruchung. Elastizitäts- und Proportionalitätsgrenze. Fließgrenze. Abhängigkeit der Elastizitätsgrenze von der Vorbehandlung der Feder. Formierung des Stahls. Der Beanspruchungsgrad . . . . § 69 409

Tabelle 31: Elastizitätsgrenzen eines Stahlblechstreifens 412

Dimensionierung der Federung . . . . . § 70 415

a) Die drei aus dem orthopädischen Problem sich ergebenden gliedermechanischen Anforderungen: Gesamtwinkelausschlag, initiales Drehmoment und abschließendes Drehmoment 415. — b) Entwicklung der Gleichungen für den Fall einer Biegefeder 416. — c) Die gegebenen und die zu errechnenden Größen in diesen Gleichungen. Die Drahtstärke bzw. Blechdicke als die eine, der Beanspruchungsgrad als die andere Unbekannte. Weitere unbestimmte und halbbestimmte Größen. Die mathematische Überlegung ist durch das technische Taktgefühl zu ergänzen. Die Technik als Kunst 417. — d) Berechnungsbeispiel: die Biege-Schraubenfeder des Modells RHb 419. — e) Zweites Beispiel: die Zug-Schraubenfeder der Modelle RHa und RHc 421. — g) Anhang: die Justierung der Feder 423.

Technische Prüfungen . . . . . § 71 424

a) Prüfung des Federmaterials auf Festigkeit durch Beanspruchung auf Biegung 424. — b) Prüfung der Zugfedern auf Weichheit 425. — c) Prüfung der Biegefedern und der fertigen Apparate auf Weichheit. Prinzip der Prüfung. Konstruktion des Prüfapparates. Prüfungsverfahren: aufsteigende und absteigende Prüfung; Einfluß der festen Reibung 426. — d) Prüfung fertiger Apparate auf Festigkeit 430.

Tabellen zum allgemeinen Teil.

Tab. 32. Bezeichnungen und grundlegende Formeln zur Berechnung der Sprungfedern 431

Tab. 33. Formeln für fertige Sprungfedern 434

Tab. 34. Federprüfungen I: Federungswege gestauchter Zug-Schraubenfedern 436

Tab. 35. Federprüfungen II: Drehmomente einiger Federn bei Biegung 437

Tab. 36. Apparateprüfungen I: Drehmomente einiger Handgelenk-Streckapparate . 439

Tab. 37. Apparateprüfungen II: Drehmomente eines Vierfinger-Streckapparates . . 443

Spezieller Teil.

Die Strecklähmung der Hand und der Finger (Radialislähmung).

Seite

Klinischer Teil: die Motilität des Radialisgelähmten.

Die Motilität der einzelnen Glieder . . . . . § 72 444
a) Die Ellenbogenstreckung und die Supination des Vorderarms. — b) Die Haltung von Hand und Fingern. Tropfhand. — c) Die Handgelenksbewegungen. Streckung der Hand vermöge dreierlei Ersatzbewegungen. — d) Die Fingerbewegungen. Streckung der vier Finger im Grundgelenk und des Daumens mittels Ersatzbewegungen. Ulnarisstreckung

Verrichtungen und Hantierungen . . . . . § 73 448
Das Öffnen der Finger. Knöpfen, Schreiben, Nähen, schwere Arbeit.

Die Wichtigkeit der Handgelenksbewegungen insbesondere für den Radialisgelähmten. Die Hand als Gelenkkopf. Passive Streckung der Hand beim Hantieren mit schwerem Werkzeug. Das Hämmern . . . . . § 74 449

Krankengeschichte: traumatische Radialislähmung, Nervennaht bleibt ohne Erfolg, dagegen werden Ersatzbewegungen ausgebildet, welche irrtümlich als wiederkehrende Innervation angesprochen werden . . . . . § 75 452

Technischer Teil: Prothesen für den Radialisgelähmten.

Unsre neuen Modelle.

Die Ziele und das System unsrer Prothesen . . . . . § 76 454
Die Beweglichkeit des Handgelenks. Die Erhaltung der vollen Beugefähigkeit ist wichtig für die Greifweite. Der künstliche Muskel soll strecken und radial abduzieren. Die Prothese soll rasch an- und abgelegt werden können. Trennung der für das Handgelenk und der für die Finger bestimmten Apparatur. Übersichtstabelle.

Einzelbeschreibungen.

Handgelenk-Streckapparate: Modelle RH.

Modell RHa mit Doppelbügel in Cardanischer Aufhängung . . . . § 77 458
a) Allgemeine Beschreibung. — b) Verpassung und Handhabung.

Modell RHb mit Biege-Schraubenfedern, welche zugleich als unechtes Gelenk dienen . . . . . § 78 463
a) Allgemeine Beschreibung. — b) Einzelheiten. — c) Variante.

Modell RHc, von der Hand getragen mit Zug-Schraubenfedern und Rollbahn als Verschiebungskorrektur . . . . . § 79 466
a) Allgemeine Beschreibung. — b) Einzelheiten. — c) Variante Modell RHcc mit seitlich angreifendem Zug.

Modell RHd, von der Hand getragen, mit Drill-Schraubenfedern, die zugleich als unechtes Gelenk dienen . . . . . § 80 471

Modell RHv: Handgelenk-Streckapparat mit volarer federnder Latte § 81 477
a) Allgemeine Beschreibung. — b) Einzelheiten. — c) Variante: Modell RHvv mit ausgiebiger Verschiebungskorrektur.

Der Steg in der Hohlhand und die Anhebung der vier Finger bei den Handgelenk-Streckapparaten.

Prinzipielle Fragen . . . . . § 82 481
a) Die Lagen des Steges: unter der Randfläche der Hand, unter der Hauptfläche derselben oder unter den Fingergrundgliedern. Die distale Lage bewirkt Mitanhebung der Finger, erfordert aber ein weiteres Gelenk 481. — b) Starrer oder biegsamer Steg. Der starre Steg behindert den Faustschluß, der biegsame hebt die mittleren Finger zu wenig 482. — c) Der Druck des Steges. Er hängt ab von der Fläche des Steges und der Lage, d. h. dem Hebel. 484 — d) Das Rotationsbestreben der Prothese. Mittel um die Rotation zu verhindern: Daumenballenband, starrer Steg, Umgreifen des Kleinfingerrands durch den Steg, Handrückenband 486.

Seite

Besondere Gestaltungen des Steges . . . . . § 83 488
a) Schräger Steg. — b) Halbstarrer Steg. — c) Federnder Steg. — d) Gespannte Stege mit dorsalem und volarem Spannbügel. — e) Unterbrochene Stege.
Praktisches Ergebnis: Übersicht empfehlenswerter Stege . . . . . § 84 492
Streckapparate für die Grundgelenke der vier Finger: Modelle RF.
Modell RFf mit Flachwickel-Blattfeder, die auf dem Knöchel aufliegt § 85 494
a) Allgemeine Beschreibung. — b) Einzelheiten. — c) Varianten: Modelle RFf(a) und RFf(c).
Modell RFr mit zurückgebogener Rechteckfeder und echtem Gelenk, vom Finger getragen . . . . . § 86 498
a) Allgemeine Beschreibung. — b) Einzelheiten.
Daumen-Streckapparate: Modelle RD . . . . . § 87 502
a) Prinzip. Modell RDs mit Drill-Schraubenfeder. — b) Einzelheiten. Das Traggestell bei isolierter Daumenlähmung. Modelle RDf und RD2s. — c) Varianten.
Berechnungen der Federungen.
Handgelenk-Streckapparate . . . . . § 88 504
Berechnung der streckenden Federung des Modells RHa. Gliedermechanische Anforderungen. Geometrische Beziehungen. Ausrechnung.
Berechnung der seitwärts drehenden Federung des Modells RHa . § 89 507
Anforderungen an die Federung des Modells RHb . . . . . § 90 508
Berechnung der Federung des Modells RHc . . . . . § 91 510
a) Vergleich mit der Federung des Modells RHa 510. — b) Die Veränderung des Drehmoments der Federung durch unphysiologische Achsenlage 511. — c) Abliegen des ersten Gliedes der Zugkette zwecks Verhinderung einer übermäßigen Verkleinerung des Hebels bei starker Beugung 511. — d) Berechnung (auf Tabelle 38) der Drehmomente bei verschiedenen Winkelstellungen 513.
Berechnung der Federung des Modells RHd . . . . . § 92 516
Berechnung der Federung des Modells RHv und RHvv . . . . . § 93 518
Finger- und Daumenstreckapparate.
Berechnung und Herstellung der Federungen der Modelle RFf u. RDf § 94 520
Berechnung der Federung des Modells RDs . . . . . § 95 524
Geschichtlicher Überblick der zur Zeit vorhandenen Apparate.
Prothesen für das Handgelenk des Radialisgelähmten . . . . . § 96 524
a) Starre Apparate. Walklederhülsen, Stabwerke und Mitteldinge zwischen diesen beiden 524. — b) Bewegliche Apparate. Zerschnittene Walklederhülsen und bewegliche Stabwerke. Physiologische oder unphysiologische Achsenlage; letztere erfordert Verschiebungskorrektur. Echte oder unechte Gelenke. Doppelscharniergelenke. Die Abpassung der Federung und die Arten der Federn. Festmachen des Apparates auf der Hand als tragendem Glied, statt auf dem Vorderarm 528.
Prothesen für die vier Finger des Radialisgelähmten . . . . . § 97 531
a) Zugbahnen. Schwierigkeiten der Festmachung am Finger 531. — b) Gerüstwerke. Unphysiologische Achsenlage verlangt Verschiebungskorrektur. Echte oder unechte Gelenke. Delacroix' Apparat 532.
Prothesen, welche die Hand vermittelst der vier Finger anheben. Vorteile und Nachteile dieser Konstruktion . . . . . § 98 536
Prothesen für den Daumen . . . . . § 99 537
Anhang: Sehnenverpflanzung und verwandte Operationen bei Radialislähmung.
Die Frankesche Operation und die Mängel ihres Ergebnisses . . . . . § 100 538
Anderweitige Operationsverfahren. Aussicht derselben . . . . . § 101 542
Krankengeschichte: traumatische Radialislähmung, Sehnenverpflanzung nach Franke, spontane Wiederkehr der Innervation. Funktionelles Ergebnis der Operation . . . . . § 102 544

Die Beugelähmungen der Hand und der Finger (Ulnaris- und Medianuslähmung).

Seite

Klinischer Teil: die Motilität des Beugegelähmten.

Die Ulnarislähmung . . . . . § 103 546
Die Bewegungen des Handgelenks. Die Knickfinger. Dreifingerfaust und Dreifinger-Spitzenzange, Schwäche des Daumens dabei.

Die Medianuslähmung . . . . . § 104 548
Die Pronation des Vorderarms vermöge dreifacher Ersatzbewegungen. Mangel an Beugefähigkeit im Zeigefinger und Daumen: die Hand des Eins-zwei-Zählenden. Ersatz-Fingerspitzenschluß. Dreifingerfaust.

Die vollständige Beugelähmung (gleichzeitige Ulnaris- und Radialislähmung) § 105 550
Die Ruhehaltung: klaffende Hand. Die Beugemöglichkeiten der vier Finger und des Daumens. Leistungen fehlen.

Die Lähmung der kurzen Fingermuskeln . . . . . § 106 553
Ätiologie. Die Ruhehaltung: Krallenhand. Der Daumen-Zeigefingerseitenschluß mit umgekipptem Daumenendglied. Anhang: Lähmung der langen Fingermuskeln.

Krankengeschichte: Vollständige Lähmung der von Narben umwachsenen beiden Beugenerven, Neurolyse, Wiederkehr der Tätigkeit der langen Muskeln, es bleibt eine Lähmung der kurzen Fingermuskeln . . . . . § 107 556

Technischer Teil: Prothesen für den Beugegelähmten.

Allgemeine Übersicht über die für die verschiedenen Lähmungsformen angezeigten Apparate . . . . . § 108 558
a) Apparate für Ulnarisgelähmte: Streckfingerling, Knickfinger-Geraderichter 558. — b) Apparate für total Beugegelähmte: Halte-Handschuh und Halte-Handklotz; Greif-Handschuh; Handrückenstütze 559. c) Apparat für Patienten mit Lähmung der kurzen Fingermuskeln: Streck- und Greifspange 561. — d) Fingerbeugesehnen-Dehnapparat 561. — e) Literatur 561.

Beschreibung der einzelnen Apparate.

Der Streckfingerling . . . . . § 109 564
Der Halte-Handschuh für Beugegelähmte. Vervollkommnung desselben zum Greif-Handschuh . . . . . § 110 564
Der Halte-Handklotz für Beugegelähmte . . . . . § 111 565
Die Handrückenstütze für Beugegelähmte . . . . . § 112 568
Die Streck- und Greifspange für Beugegelähmte . . . . . § 113 568
Der Knickfinger-Geraderichter . . . . . § 114 572
Der Fingerbeugesehnen-Dehnapparat . . . . . § 115 572

Die schlaffen Lähmungen des Fußes (Peroneus- und Tibialislähmung).

Klinischer Teil.

Die Motilität des Peroneusgelähmten. Der hängende Fuß und die fünf Hilfsbewegungen. Die Einwärtskantung . . . . . § 116 573
Gesichtspunkte für die Behandlung des Peroneusgelähmten mittels Prothesen § 117 574
a) Die unelastische Anhebung der Fußspitze. Ihr Nachteil ist die Verminderung des Gelenkausschlags und die ruckweise Arretierung 574. — b) Die federnde Anhebung und ihre Vorzüge. Unvollkommenheiten auch dieser Hilfe. Die Umschaltung des Apparates beim Bergsteigen, Aussetzen seiner Wirkung bei Nichtbedarf. Weitere Anforderungen 576. — c) Das Hängen des äußeren Fußrandes. Fehlerhafte Gewohnheiten des Gelähmten 578. — o) Die Frage der seitlichen Feststellung des gelähmten Fußes 579. — e) Versuche über die Spurlängen beim Gang des Gelähmten 579.

Gleichzeitige Lähmung der Nervi peroneus und tibialis . . . . . § 118 580

Seite

Technischer Teil: Prothesen für den Peroneusgelähmten.

Übersicht über die vorhandenen Apparate (einschließlich unserer neuen Modelle) . . . . . § 119 582

a) Zugbahnen: 1. mit Halt über den Knöcheln; 2. mit Halt über der Wade oder über dem Knie; 3. mit Halt über der Hüfte oder auf der Schulter 582. — b) Spannwerk 580. — c) Gerüstwerke mit physiologischer Achse und echten Gelenken: 1. mit einfacher Sperrvorrichtung; 2. mit Federung zwischen den beiden Schienenhälften durch eingebaute Zugbahn oder durch angehängte Zugbahn; 3. Kritik dieser Apparate 586. — d) Gerüstwerke mit unphysiologischer Achse und unechten Gelenken 591. — e) Einige weitere Apparate von besonderem Bau 595.

Unsre neuen Modelle.

Beschreibungen.

Spitzfußapparat mit Schultertraggurt Modell PT . . . . . § 120 594

a) Prinzip des Apparates. — b) Einzelheiten und Verpassung. Die Federn und ihre Befestigung. Der Traggurt. Der Kniebügel. Der Knielatz.

Spitzfußapparat mit federnder Latte hinten, Modell PL . . . . . § 121 599

a) Prinzip. — b) Einzelheiten.

Spitzfußapparat mit Spannrahmen über dem Fußrücken, Modell PSp . § 122 602

a) Prinzip. — b) Einzelheiten.

Zusammenfassender Vergleich der neuen Apparate. Auswahl . . . § 123 606

Berechnungen.

Die Anhebung des schwingenden Fußes beim Gang als das orthopädische Problem der Spitzfußprothese und die Berechnung der Federung des Modells PT . . . . . § 124 606

a) Empirische Ermittlung der zu ausreichender Anhebung der Fußspitze erforderlichen Einstellung des Apparates und Berechnung der während der einzelnen Phasen des Schwingens vom Apparat ausgeübten Drehmomente (auf Tabelle 39) 606. — b) Das Drehmoment des Apparates ist geringer als das der fußspitzenhebenden Muskeln, welche er ersetzt. Ursache dieses Verhaltens 608. — c) Die weiteren Anforderungen an den Apparat und ihre Erfüllung. Weichheit und große Dehnbarkeit der Längeneinheit 611.

Berechnung der Federung des Modells PL . . . . . § 125 612

Anhang.

Richtlinien für den Bau von Lähmungsprothesen. Eine zusammenfassende Überschau 616

1. Persönliches. — 2. Neurologische Vorkenntnisse sind erforderlich. — 3. Gliedermechanische Vorkenntnisse sind erforderlich. — 4. Bisherige orthopädische Behandlung der Radialislähmung. — 5. Gewinn- und Verlustkonto der Prothese. — 6. Hauptaufgabe der Lähmungsprothese ist die Wiederherstellung der Arbeitstüchtigkeit. — 7. Der künstliche Muskel. — 8. Bedeutung der passiven Beweglichkeit und Ersatzbewegungsmöglichkeiten. — 9. Wohlabgepaßtheit der Federung. — 10. Ein System bester Apparate zur jede Lähmungsform. — 11. Der Arzt als Techniker. — 12. Die konstruktiven Grundideen. — 13. Die Herstellung der Spannfedern. — 14. Technische Prüfungen. — 15. Andeutungen über den Inhalt des speziellen Teils.

Literatur 625

Sachverzeichnis zu § 61—§ 71 630

BOSTON MEDICAL
MAR 17 1921
LIBRARY

Klinisch-technische Hälfte.

Die schlaffen Lähmungen von Hand und Fuß und die Lähmungsprothesen.

§ 61. Einleitung.

Wir haben in der ersten (physiologischen) Hälfte dieses Werkes bereits in einem kurzen Überblick die Erscheinungen kennengelernt, welche durch die Verletzung peripherer motorischer Nerven und die nachfolgende Lähmung der von ihnen versorgten Muskeln zustande kommen, und gesehen, wie dadurch die Mechanik der betreffenden Glieder sich verändert (§ 33 ff.). Die neben den motorischen Störungen einhergehenden Änderungen der Sensibilität, der Ernährung, des elektrischen Verhaltens bleiben und bleiben für uns außer Betracht, nur die Bewegungsfähigkeit der gelähmten Glieder interessiert uns, da nur sie für unsern praktischen Endzweck: dem Gelähmten durch eine Lähmungsprothese zu helfen, von Wichtigkeit ist.

Die unmittelbare und sofortige Folge der Nervenverletzung, sahen wir, ist die Unfähigkeit, diejenigen Gelenkbewegungen aktiv auszuführen, welche früher von den gelähmten Muskeln besorgt wurden. Bei den uns aus praktischen Gründen vorzugsweise interessierenden Gliedern: Vorderarm, Hand und Finger sowie Unterschenkel und Fuß, betrifft der Ausfall meist entweder die Streckung oder die Beugung der Gelenke. So hebt die Lähmung des Nervus radialis gleichzeitig die Streckfähigkeit des Vorderarms, der Hand und der Finger auf, die des Nervus peroneus die entsprechenden Fähigkeiten des Fußes und der Zehen. Zu dieser primären Änderung gesellen sich eine Reihe sekundärer Folgeerscheinungen. Zunächst die Änderung der Ruhelage, d. h. der von dem nicht arbeitenden Glied eingenommenen Stellung. Daran anschließend kommt es zu einem Ausfall auch passiver Bewegungsmöglichkeiten, indem die nicht mehr benutzten Stellungen des Gelenks unbegehbar werden und die Glieder in den pathologischen Stellungen, die sie jetzt einzunehmen pflegen, fixiert werden, ein Vorgang, dessen einzelne Phasen wir als Steifigkeit, Kontraktur, Ankylose bezeichnen. Drittens bilden sich bei dem Patienten Fähigkeiten aus, vermöge deren er den Ausfall an aktiver Motilität teilweise ausgleicht; wir sprechen dann von Ersatzbewegungen und Hilfsbewegungen.

Dementsprechend gliedert sich die nunmehr ins Auge zu fassende Aufgabe des Arztes, soweit sie durch Apparate geleistet wird, gleichfalls in drei Teile: Verbesserung der Haltung des Gliedes und Herstellung einer normalen an Stelle der pathologischen Ruhelage, ferner Verbesserung der Beweglichkeit durch sozusagen künstliche Schaffung weiterer Ersatzbewegungsmöglichkeiten, endlich Beseitigung der Kontraktur. Apparate,

welche die beiden erstgenannten Zwecke verfolgen, d. h. Haltung und Beweglichkeit des Gliedes unmittelbar verbessern, bezeichnen wir als Lähmungsprothesen (Stützen). Die Apparate zur Bekämpfung der Kontrakturen unterscheiden sich von diesen dadurch, daß sie gewaltsame Einwirkungen auf das Glied auszuüben bestrebt sind. Ihr Bau ist daher ein wesentlich verschiedener, sie werden nicht als Prothesen im engeren Sinn bezeichnet und von uns daher auch nur beiläufig besprochen; das eigentliche Thema unsrer Arbeit sind die Lähmungsprothesen für Hand und Fuß.

Wir ordnen unsre Überlegungen so an, daß wir zunächst in einem allgemeinen Teil die für unsre sämtlichen Prothesen gültigen Gesichtspunkte untersuchen. Dabei betrachten wir sie zunächst vom Standpunkt des Arztes und suchen Klarheit darüber zu erlangen, was die Prothese zu leisten vermag und welches die Grenzen der durch sie ermöglichten Hilfe sind, welches die Nachteile, die wir bei ihrer Anwendung mit in den Kauf nehmen müssen, und welche Anforderungen wir demnach an eine richtige Prothese stellen dürfen und sollen, und endlich, wie wir unter verschiedenen zur Verfügung stehenden Apparaten den im einzelnen Fall passendsten auswählen. Sodann untersuchen wir vom Standpunkt des Technikers aus, wie wir die Apparate zu bauen haben, um den ärztlichen Anforderungen möglichst weitgehend Genüge zu tun. Im speziellen Teil besprechen wir dann die für die einzelnen Lähmungsarten in Betracht kommenden Prothesen eigner und fremder Konstruktion. Vorher aber machen wir uns jedesmal in einer klinischen Untersuchung mit der Motilität der betreffenden Lähmung vertraut, da nur auf Grund ihrer genauen Kenntnis eine rationelle Konstruktion, Beurteilung und Auswahl der Prothesen möglich ist.

Unsre jetzigen klinischen und praktisch technischen Überlegungen bauen sich auf den theoretischen Untersuchungen der ersten Hälfte dieses Werkes auf, insofern als dort die Beweise für die hier zugrunde gelegten Annahmen anatomisch-physiologischer Art zu finden sind. Daher die häufigen Rückverweisungen auf diese erste Hälfte. Der Leser jedoch, der für diese theoretischen Grundlagen kein Interesse hat und sie auf Treu und Glauben anzunehmen gewillt ist, kann diese Verweisungen unbeachtet lassen. Zum Verständnis dieser zweiten Hälfte ist das vorherige Studium der ersten Hälfte nicht erforderlich.

In die mit der Unterschrift Werkstattzeichnung versehenen Figuren braucht sich nur derjenige zu vertiefen, der die betreffenden Apparate herstellen will, zum Verständnis des Textes sind sie nicht von nöten. Ich habe mich bemüht, auf diesen Zeichnungen alle Einzelheiten der Apparate so ausführlich darzustellen, daß jeder tüchtige Facharbeiter sie danach ohne weiteres herstellen kann.

Möglichst zweckmäßige Bemessung aller Teile einer Prothese und insbesondere ihrer Federung ist bloß auf Grund mathematischer Überlegungen möglich; mittels solcher wird die Theorie der Federberechnung im allgemeinen Teil entwickelt. Das Ergebnis ist in den Formeln der Tabellen 32 und 33, Seite 431 ff. zusammengestellt, und auf diese sei daher vor allen derjenige Leser hingewiesen, der für die rechnerische Ableitung der einzelnen Formeln kein Interesse hat.

Allgemeiner Teil.

Die Lähmungsprothese vom Standpunkt des Arztes betrachtet.

§ 62. Die durch die Prothese dem Gelähmten zu leistende Hilfe und die Schranken derselben.

Die Prothese, sagten wir, soll Haltung und Beweglichkeit der gelähmten Glieder verbessern. Die Haltung zu bessern ist im allgemeinen nicht schwer. Wir bringen das Glied aus der unnatürlichen Stellung, welche es, sich selber überlassen, einnimmt, in eine normale, was ja, wenn Kontrakturen fehlen, keine Schwierigkeit hat, und halten es in dieser fest, indem wir einen entsprechenden Apparat anlegen. Dieser wird stets verhältnismäßig einfach sein können; die fixierenden Verbände der Chirurgen dienen uns dabei als Vorbild. Was haben wir damit dem Patienten geleistet? Zunächst beugen wir einer infolge der dauernden gleichen Haltung vielleicht drohenden Kontraktur vor, ebenso wie einer Überstreckung der gelähmten Muskeln, welche die spätere, durch eine etwaige Regeneration des Nerven ermöglichte Funktion beeinträchtigen könnte (Spitzy, Köhler). Sodann beseitigen wir die mit einer extremen Stellung gelegentlich verknüpften Schmerzen. Drittens erfüllen wir eine ästhetische und soziale Indikation, weil die extreme Stellung dadurch für den Patienten peinlich werden kann, daß sie den Mitmenschen als unschön und krankhaft auffällt. Man denke beispielsweise an den hängenden Fuß des Peroneusgelähmten. Endlich viertens ist die Leistung des Gliedes, soweit sie noch vorhanden ist, durch die extreme Stellung beeinträchtigt und wird durch eine bessere Stellung möglicherweise gebessert; man denke an den Radialisgelähmten, dessen Faustschluß durch Anheben der hängenden Hand an Kraft gewinnt. Die so gewonnene Leistung ist freilich im Vergleich zur normalen recht gering.

Machen wir, um hierüber urteilen zu können, uns klar, was der Gesunde vermag. Er kann seine Glieder in jedem Gelenk in jeder gewünschten Stellung mit jedem gewünschten Grad von Kraft feststellen und dieselben aus jeder bisherigen Stellung in jede gewünschte neue Stellung mit jeder gewünschten Geschwindigkeit und, wenn nötig, unter Überwindung jedes sich entgegenstellenden Widerstandes überführen, und zwar alles dieses jederzeit und sofort, wiewohl natürlich innerhalb gewisser Grenzen der Kraft, der Geschwindigkeit und des Widerstandes. Demgegenüber beschränkt sich die Leistung unsres Patienten mit der haltungsverbessern-

den Prothese auf Festhaltung des Gliedes in einer bestimmten Stellung mit jeder gewünschten Kraft. Diese Leistung steht also sehr weit hinter der des Gesunden zurück und, was bedenklicher ist, sogar hinter dem, was der Patient ohne Prothese vermag. Denn der Apparat nimmt ihm, wie leicht einzusehen, Bewegungen weg, welche er, wenn auch vielleicht nur in Form der früher geschilderten Ersatzbewegungen, noch besaß.

Wir können nun, statt des starren Apparates, mit welchem wir das Glied in der Haltung der Wahl fixiert hatten, einen beweglichen Apparat anlegen. Damit wenden wir uns der zweiten vorhin gestellten Aufgabe zu, der Verbesserung der Beweglichkeit des gelähmten Gliedes. Wir verfahren dabei so, daß wir mittels unsres Apparates an Stelle des gelähmten Muskels den elastischen Zug einer Feder einführen. Angenommen, ein Streckmuskel sei gelähmt, so lassen wir statt seiner eine Feder das Glied strecken. Wenn nun aber der Patient den noch funktionstüchtigen Beugemuskel innerviert, so überwindet dieser den entsprechend abgepaßten Zug der Feder mehr oder weniger vollkommen und bewirkt also mehr oder weniger weitgehende Beugung; beim Nachlassen der Innervation aber streckt die Feder das Gelenk wieder, und zwar vollkommen, wenn der Antagonist völlig erschlafft ist, teilweise, wenn er noch eine gewisse Spannung festhält. In der Zugkraft unsres Apparates gewinnen wir also eine Art von künstlichem Muskel, welcher den verlorengegangenen ersetzt. Der Patient vermag jetzt jede Gelenkstellung sofort herzustellen und festzuhalten. Allerdings jede jeweils nur mit einer ganz bestimmten Kraft, denn eine bestimmte Gelenkstellung ist mit einer bestimmten Haltung des beweglichen Apparates, und diese mit einer bestimmten Spannung und Zugkraft der Feder ein für allemal verknüpft. Wir haben mithin einen erheblich größeren Leistungsumkreis als vorhin, aber doch noch einen im Vergleich zum normalen stark eingeschränkten.

Weitere Funktionsmöglichkeiten können wir dadurch gewinnen, daß wir unsern Apparat verstellbar einrichten, so daß etwa der starre Apparat das Glied nicht nur in einer, sondern in verschiedenen Stellungen festzuhalten vermag, der elastische Apparat durch Abschwächung oder Verstärkung der Federspannung mit verschiedner Kraft anzieht.

Aber freilich, um diese Umstellung des Apparates zu bewirken, wird der Patient wohl oder übel ein andres Glied, etwa die gesunde Hand, zur Hilfeleistung heranziehen müssen. Die so hinzugewonnenen Funktionen stehen also dem Eigner nicht wie seine normalen Gliedbewegungen sofort und unmittelbar zu Gebote.

Endlich können wir noch versuchen, starre und elastische Hilfen zu einem einzigen Apparat zu kombinieren, indem wir etwa dem beweglichen Apparat eine Feststellvorrichtung beigeben, welche ihn in einen starren verwandelt. Zur Bedienung dieser Vorrichtung wird wieder die gesunde Hand in Anspruch genommen werden müssen.

Je mehr der Apparat leisten soll, um so komplizierter wird er, und dadurch kommen wir bald an eine technische Grenze. Aber selbst wenn uns dieses nicht behinderte, würden wir im günstigsten Fall dem Patienten

zwar jede Art der Feststellung und der Bewegung, niemals aber die Unmittelbarkeit aller dieser Fähigkeiten wiederzugeben vermögen. Wir müssen also von vornherein dem Ideal der vollen Wiederherstellung der Funktion entsagen und uns andrerseits in jedem Fall der oft schwierigen Aufgabe unterziehen, auszuwählen zwischen den Funktionen, welche wir wiederherstellen wollen und denen, welche wir opfern.

Dazu kommt ein Weiteres. Das einzelne Gelenk wird meist von vielen Muskeln gemeinsam versorgt, und von diesen pflegen bei einer Lähmung mehrere gleichzeitig auszufallen. Die Lähmung des Nervus radialis beispielsweise setzt von den sieben eigentlichen Handgelenksbewegern vier außer Tätigkeit, Lähmung des Nervus peroneus fünf von den das Fußgelenk überspannenden Muskeln. Man könnte nun versuchen, jeden einzelnen der fehlenden Muskeln durch eine entsprechende Apparatur zu ersetzen. In der Tat hat Duchenne dies als das Prinzip der Orthopédie physiologique aufgestellt und in seinen Prothèses musculaires physiologiques Muskel für Muskel durch einen elastischen Zug zu ersetzen gesucht und dementsprechend beispielsweise bei Fußlähmungen gleichzeitig eine Mehrzahl von solchen Zügen vom Unterschenkel nach dem Fuß geführt (Fig. 214, S. 589). Daß wir dadurch zu recht komplizierten Apparatenkombinationen gelangen, ist ein Nachteil, der ohne weiteres zutage liegt. Wichtiger aber ist, daß eine solche Anordnung, wenn auch vielleicht anatomisch korrekt, doch mechanisch verkehrt ist. Denn die Wirkung einer Mehrzahl von Zugkräften, welche wir am gleichen Gelenk angreifen lassen, summiert sich nach bekannten physikalischen Gesetzen zu einer resultierenden oder Gesamtkraft, und diese Kraft können wir ebenso gut, nur viel einfacher dadurch herstellen, daß wir einen einzigen Zug von entsprechend vermehrter Stärke und passender Richtung anbringen. Eine Mehrzahl von Zügen anzuordnen hätte nur dann einen Sinn, wenn wir gleichzeitig Einrichtungen träfen, vermöge deren der Patient bald den einen, bald den andern Zug ausschalten oder doch dessen Stärke beliebig verändern könnte, so wie es der Gesunde bei seinen Muskeln vermag. Eine solche Einrichtung aber würde so schwierige Konstruktionen erfordern, daß ihre Verwirklichung bisher noch niemals versucht wurde und auch künftig ausgeschlossen erscheint.

Ersetzen wir aber die vielen Muskeln, über welche der Patient früher gebot, jetzt durch einen einzigen, so bedeutet dies abermals, daß wir in einem wichtigen Punkt darauf verzichten, ihm das Verlorene vollkommen wiederzugeben. Die Leistungen unsres einen künstlichen Muskels stehen also sowohl an Mannigfaltigkeit wie an Unmittelbarkeit der Funktion hinter denen des einzelnen natürlichen Muskels und erst recht hinter denen einer Mehrzahl von solchen zurück.

Der Gedanke, den gelähmten Muskel durch einen elastischen Zug zu ersetzen, scheint zuerst von dem Bandagisten Delacroix verwirklicht worden zu sein. Die allgemeine Bedeutung dieses Verfahrens wurde dann von Rigal und besonders von Duchenne herausgestellt und durch die Arbeiten von Barwick, Volkmann und vielen andern zum Allgemeinbesitz der ärztlichen Welt erweitert.

§ 63. Allgemeine Auswahl der Ziele.

Wir können dem Patienten immer nur einen Teil der verlorengegangenen Fähigkeiten ersetzen, und wir stehen deshalb jedesmal vor der Frage, was wir ihm wiedergeben und worauf wir verzichten wollen. Gewisse allgemeine Gesichtspunkte für die hier zu treffende Auswahl können wir bereits aufstellen. Wir sahen soeben, daß, wenn mehrere am selben Gelenk arbeitende Muskeln verlorengegangen sind, wir nur einen einzigen dem Patienten dafür wiedergeben können. Wir fragen nun, welchem der unbrauchbar gewordenen Muskeln soll der eine künstliche, den wir an seine Stelle setzen, entsprechen? Etwa dem größten, d. h. voluminösesten oder dem stärksten, d. h. mit dem größten Querschnitt begabten? Oder sollen wir unsern Zug so einrichten, daß er der Resultierenden der ausgefallenen Muskeln entspricht, wobei wir dieselben in einer bestimmten Weise, die noch genauer zu definieren wäre, zusammenwirkend denken müßten? Keiner dieser Vorschläge scheint mir das Richtige zu treffen. Vielmehr müssen wir folgendermaßen überlegen.

Dem Gelenk sind noch eine Anzahl funktionstüchtiger Muskeln geblieben. Ihre Tätigkeit aber ist, wie wir in unsern Überlegungen in der ersten Hälfte dieses Werkes festgestellt haben, durch den Ausfall der gelähmten Gegenmuskeln schwer behindert, ihr Nutzen für den Patienten ist gering, ja ihre Wirkung gereicht ihm vielfach geradezu zum Unheil indem sie zu weitgehenden Veränderungen der Ruhelage und nachfolgenden Kontrakturen führt. Die erste und Hauptaufgabe unsres elastischen Apparates muß daher die sein, diesen noch verbliebenen Muskeln wieder zu möglichst normaler und zweckentsprechender Wirksamkeit zu verhelfen. Der künstliche Muskel, welchen wir anbringen, ist daher als Gegenmuskel der noch arbeitenden natürlichen Muskeln zu bauen und in Richtung und Stärke dieser Aufgabe anzupassen. Nicht die verlorengegangenen Muskeln sollen die Eigenschaften des neuen künstlichen Muskels bestimmen, wie das die Duchennesche Lehre fordert, sondern die noch funktionstüchtig verbliebenen. Mit ihnen zusammen soll er ein möglichst leistungsfähiges und nützliches Ganze bilden.

Aber auch damit haben wir noch keinen letzten Gesichtspunkt und endgültigen Wegweiser gewonnen. Die Leistungen der natürlichen Muskeln sind, wie wir uns vorhin klargemacht haben, außerordentlich mannigfach, die unsres künstlichen Muskels im Vergleich dazu eng begrenzt. Er wird daher nur bei einer beschränkten Zahl von Leistungen die noch gesund gebliebenen Muskeln als Gegenspieler wirksam unterstützen können, beispielsweise nur innerhalb eines beschränkten Gelenkausschlages. Also heißt es nochmals eine Auswahl treffen. Für diese ist folgende Überlegung maßgebend. Die gesamte Bewegungsfähigkeit und Bewegungsweise des gelähmten Gliedes ist nicht, wie oberflächliche Betrachtung meinen könnte, einfach ein Ausschnitt aus der Motilität des gesunden Gliedes, und von dieser nur durch den Wegfall einer Anzahl von Bewegungen unterschieden. Schon deshalb nicht, weil ja die Ersatzbewegungen des Gelähmten von den normalen Bewegungen, welche sie ersetzen, völlig verschieden sind.

Die Mechanik des gelähmten Gliedes ist vielmehr gegenüber der normalen etwas wesentlich andres und Eigentümliches. In den Rahmen dieser neuen Motilität hat sich auch unser künstlicher Muskel einzufügen, diesen Rahmen soll er organisch erweitern. Aus ihm heraus soll seine besprochene Wirksamkeit als Gegenspieler der funktionstüchtigen natürlichen Muskeln sich näher bestimmen. Beispielsweise ist für den Radialisgelähmten die starke Beugung des Handgelenks, welche für den Gesunden keine wesentliche Bedeutung besitzt, deshalb wichtig, weil sie ihm das Öffnen der Finger erleichtert. Ein am Handgelenk anzubringender Apparat hat daher auf diese Haltung besondere Rücksicht zu nehmen und darf ihre Herstellung nicht behindern.

Vorstehende Leitsätze werden dem Leser vielleicht als Selbstverständlichkeiten erscheinen. Trotzdem ist es nicht überflüssig, sie ausdrücklich auszusprechen. Wer in der Prothesentechnik sich auskennt, weiß, wie sehr solche prinzipielle Klarheit dort bisher gefehlt hat. Duchenne ist, soviel ich sehe, der einzige Autor, der über diese Fragen energisch nachgedacht hat und das Verdienst beanspruchen kann, grundsätzliche Klarheit wenigstens erstrebt zu haben. Aber gerade von seinem Prinzip der Orthopédie physiologique, welche jeden ausgefallenen Muskel möglichst naturgetreu ersetzen will, hat uns unsre Überlegung weit abgeführt.

Unsre obigen Leitsätze beziehen sich auf die Anforderungen, mit welchen wir an die Prothese, soweit sie einen künstlichen Muskel darstellt, herantreten und auf die Zwecke, denen dieser sich anzupassen hat. Darüber hinaus aber gilt es, über die letzten Zwecke und Ziele der Lähmungsprothesen überhaupt sich klar zu werden. Denn wie wir oben sahen, kann ein solcher Apparat dem Patienten in verschiedener Hinsicht Vorteile bringen, und eine Umschau unter den bisherigen Konstruktionen lehrt, daß die einzelnen Prothesenbauer bald den einen, bald den andern Zweck in den Vordergrund geschoben haben. Folgende Hauptziele und folgende aus ihnen sich ergebende Prothesenarten können wir unterscheiden: 1. möglichste Wiederherstellung der Arbeitsfähigkeit des gelähmten Gliedes: Arbeitsprothese oder Leistungsprothese, 2. Verhütung einer sekundären Schädigung, welche infolge der extremen Stellung, in welcher das gelähmte Glied verharrt, bei den Gelenken als Kontraktur, bei den Muskeln als Kontraktur oder als Überdehnung auftreten könnte: Vorbeugungsprothese, 3. bei bereits eingetretener Kontraktur Mobilisierung derselben: Mobilisationsprothese, 4. Beseitigung des unästhetischen und auffallenden Anblicks der Lähmung: ästhetische Prothese. Nur ausnahmsweise und nebenbei kommt in Betracht: 5. Beseitigung etwaiger mit der extremen Stellung zusammenhängender Schmerzen.

Von diesen verschiednen Zielen ist nach meiner Meinung das an erster Stelle genannte das weitaus wichtigste; ich möchte es geradezu als das Ziel unsrer Prothesentechnik bezeichnen, dem Gelähmten wieder zum möglichst weitgehenden Gebrauch seiner Glieder zu verhelfen, ihm dadurch höchstmögliche Erwerbstüchtigkeit und Arbeitsfreudigkeit zu verschaffen und ihn so dem tätigen Leben und, wenn irgend tunlich, seinem alten Beruf wiederzugeben. Auch dieser Leitsatz möchte selbstverständlich und

daher überflüssig erscheinen, er ist aber einstweilen, wenn auch vielleicht theoretisch nicht bestritten, praktisch keineswegs allgemein beherzigt. Gelingt es uns durch eine gute Arbeitsprothese dem gelähmten Glied zu einigermaßen normaler Tätigkeit zu verhelfen, so erfüllen wir gleichzeitig zwei weitere Anforderungen, und zwar besser, als wenn wir auf sie allein unsre Bemühungen richteten. Denn vor Versteifungen werden wir das Handgelenk und seine Muskeln besser bewahren, wenn wir es arbeitend in normalem Umfang sich bewegen lassen, als wenn wir es, wie noch vielfach üblich, in einer günstigen Stellung fixieren, und der ästhetische Eindruck wird besser sein, wenn wir es dahin bringen, daß die hängende Hand oder der hängende Fuß nicht bloß normal gehalten, sondern auch normal bewegt werden.

Die reine Vorbeugungsprothese dagegen, welche jetzt bei der Behandlung unsrer Kriegsgelähmten noch einen breiten Raum einnimmt, sollte nach meiner Meinung ganz verschwinden. Zwar könnte man ihr eine Daseinsberechtigung für solche Fälle zuerkennen, wo bei rasch fortschreitender Besserung für die kurze Zeit der Benutzung die Beschaffung einer teuren Arbeitsprothese die Ausgabe nicht lohnt. Aber die für solche Zwecke angezeigten einfachen Apparate, z. B. zum Hochhalten der hängenden Hand des Radialisgelähmten, fallen mehr ins Arbeitsgebiet des Chirurgen als des Orthopäden und werden vom ärztlichen Sprachgebrauch nicht als Prothesen bezeichnet; doch will ich über Namen nicht streiten. Wenn wir dagegen für viele Monate und Jahre oder gar für immer die hängende Hand in einen Apparat einschließen, der sie zwar in normaler Lage hochhält, aber die Funktion nicht bessert, sondern eher behindert, so stellen wir damit unsrer Kunst ein Armutszeugnis aus und beweisen, daß wir die uns gestellte Aufgabe noch nicht richtig erfaßt haben oder noch nicht zu lösen vermögen.

In den Fällen, wo Kontraktur oder Steifigkeit bereits eingetreten ist und nun beseitigt werden soll, genügt es meist nicht, daß wir durch eine Arbeitsprothese das Glied zur Betätigung bringen. Vielmehr brauchen wir hier einen Apparat, welcher einen der Kontraktur entgegenarbeitenden kräftigen und anhaltenden Druck ausübt. Unter Umständen zwar kann es gelingen, die Leistungsprothese so einzurichten, daß sie das mit zu besorgen vermag, andernfalls muß ein besondrer Apparat zur Mobilisation konstruiert werden. Dieser sollte aber im allgemeinen nur vorübergehend, etwa nur des Nachts getragen werden, damit das Glied tagsüber mit Hilfe des Arbeitsapparates sich betätigen kann. Die Mobilisationsprothesen gehören jedoch, wie schon gesagt, nicht zu den Lähmungsprothesen im engeren Sinn des Wortes und werden daher in dieser Arbeit nur nebenbei behandelt werden (vgl. § 108a, d, § 114, 115, 122).

§ 64. Bilanz der Prothese und individuelle Auswahl.

a) Die mit der Prothese verknüpften Nachteile. Wir haben bisher von den Vorteilen gesprochen, welche wir durch die Prothese dem Gelähmten verschaffen. Wir wollen nun auch von den Nachteilen uns Rechenschaft geben, welche er dabei in Kauf nehmen muß. Jede Prothese beschwert

durch ihr Gewicht das ohnehin geschwächte Glied mit einer ständigen Last, (von welcher Regel wir allerdings eine Ausnahme kennenlernen werden, vgl. § 120, 123). Ihr Druck — und irgenwo drückt natürlich jede Prothese — ist für das kranke Glied oft schon peinlich, wenn er vom Gesunden noch nicht beachtet wird. Außerdem umschließen die in der Prothesentechnik vielfach üblichen Walklederhülsen das ganze Glied eng und heiß und behindern die normale Hautausdünstung. Dazu sind sie recht umständlich und manchmal sogar nur unter Mithilfe eines andern Menschen an- und auszuziehen; und doch muß der Patient sie jedesmal erst entfernen, wenn er sich waschen oder in Flüssigkeiten oder schmutzigem Material hantieren will. Sodann ist es für den Gelähmten unerfreulich, wenn seine Prothese stark sichtbar und auffällig ist. Häufige Reparaturen und der damit verbundene Verlust an Zeit und Geld können dem Patienten gleichfalls die Lust an seinem Apparat verderben. Aus dieser Aufzählung der unangenehmen Nebenwirkungen der Prothese ergeben sich folgende Folgerungen und Leitsätze:

Die Prothese soll einfach und billig, sie soll leicht und dauerhaft sein und womöglich so gebaut, daß Reparaturen ohne Zuziehung eines Spezialisten ausführbar sind.

Die Prothese soll möglichst wenig auffallen. Sie soll der Körperoberfläche sich anschmiegen; vorspringende Teile sind tunlichst zu vermeiden, nicht nur weil sie auffallen, sondern auch weil der Patient mit ihnen leicht anstößt oder hängen bleibt, wobei der Apparat Schaden leiden oder Schaden anrichten kann.

Die Prothese soll nicht mehr Körperoberfläche bedecken als unbedingt nötig; von dem Gebrauch von Lederhülsen habe ich ganz abgesehen, und beispielsweise unsre Armschienen als leichtes Stabwerk konstruiert, das der Haut nur an den durch die Mechanik der Prothese geforderten Stellen aufliegt, wie das auch von andrer Seite bereits geschieht (vgl. § 96). Allerdings muß man sich dazu über diese Mechanik genaue Rechenschaft geben, welche Mühe man spart, wenn man das ganze Glied gleichmäßig in einen Lederpanzer einschließt. Auch sonst habe ich den Gebrauch des Leders auf ein Mindestmaß beschränkt in Rücksicht auf den Wunsch der Patienten, ihre Schiene, zumal soweit sie direkt der Haut aufliegt, leicht reinigen zu können. Gummizüge verwenden wir wegen ihrer raschen Abnutzung und vor allem wegen der Ungleichmäßigkeit ihrer Wirkung überhaupt nicht.

Die Prothese soll vom Patienten rasch angezogen und wieder abgelegt werden können; bei den meisten unsrer neuen Apparate genügen dazu ein oder zwei Handgriffe. —

Es ist im allgemeinen nicht möglich, alle die aufgezählten Wünsche restlos zu befriedigen. Leichtigkeit und Solidität sind offenbar zwei Anforderungen, die einander widerstreiten. Soll unsre Prothese beiden gerecht werden, d. h. bei genügender Festigkeit möglichst geringes Gewicht haben, so müssen die Abmessungen der einzelnen Konstruktionsteile aufs genauste überlegt und erforderlichenfalls auf Grund der zu erwartenden Höchstbeanspruchung nach den Grundsätzen der Festigkeitslehre berech-

net werden. Das ist eine Selbstverständlichkeit, über die ich kein Wort verlieren würde, wenn es nicht Konstrukteure gäbe — für die es eben keine Selbstverständlichkeit ist.

Nicht immer aber ist es möglich, in dieser Weise ein beiden Teilen gleich gerecht werdendes Kompromiß zwischen den verschiedenen Wünschen zu schließen, vielmehr müssen wir oft, wenn wir eine Anforderung befriedigen, auf die Erfüllung einer andern mehr oder weniger verzichten. Soll der Apparat in möglichst vollkommener Weise die Leistungen des gelähmten Gliedes wiederherstellen, so wird er nicht so einfach, billig und unauffällig sein können als einer, bei welchem wir uns mit geringern Leistungen begnügen.

Aber noch in einem weiteren Sinne, nämlich in bezug auf die Leistungen selber heißt es verzichten. Die bisher besprochenen Nachteile der Prothese stellen nämlich nur die kleinen Unannehmlichkeiten dar, welche der Patient in Kauf nehmen muß. Der weit schlimmere Nachteil ist, daß die Prothese, wenn sie einerseits seine Leistungsfähigkeit erweitert, sie andrerseits auch wieder einschränkt. Es gibt wenige Apparate, welche nicht den Bewegungsumfang des Gelenkes, an welchem sie angebracht sind, vermindern, und der starre Apparat führt ihn geradezu auf Null zurück; er nimmt also dem Patienten jede Bewegungsmöglichkeit fort, und solche besitzt er doch, wenigstens in Gestalt der besprochenen Ersatzbewegungsmöglichkeiten, immer noch.

b) Bilanz der Prothese. Aufgabe des Konstrukteurs ist es, diese Leistungsverminderung auf ein Mindestmaß einzuschränken, Aufgabe des Arztes aber ist es, wenn er das Nil nocere nicht verwirklichen kann, doch wenigstens das Non plus nocere quam juvare zum Grundsatz seines Handelns zu machen. Das heißt, wenn wir als Arzt vor die Frage gestellt werden, ob wir dem Patienten einen Apparat geben sollen und welchen Apparat, dann müssen wir uns genaue Rechenschaft geben über das, was der Patient an sich noch besitzt, und über das, was ihm jeder der verschiedenen in Betracht kommenden Apparate einerseits hinzugiebt, andrerseits wegnimmt. Wir müssen für jeden Apparat das Gewinn- und Verlustkonto aufstellen, und dann die Bilanz ziehen und feststellen, ob der Apparat die Gesamtleistung bessert, und welcher unter mehreren Apparaten die größte Besserung bringt. Sehr gut ist es, wenn der Arzt, um sich von den durch eine Prothese gesetzten Behinderungen Rechenschaft zu geben, diese, ehe er sie dem Patienten gibt, selber einen Tag lang trägt. Probieren geht über Studieren.

Daß wir Ärzte diese Bilanz bisher nicht oder nicht sorgfältig genug aufzustellen pflegten, ist meines Erachtens ein Hauptgrund des unbefriedigenden Zustandes unsrer bisherigen Lähmungsprothesentherapie. Es unterliegt für mich keinem Zweifel, daß wir — ich rechne mich mit unter die Sünder — vielfach Prothesen verschrieben haben, welche dem Patienten mehr Hinderung als Nutzen brachten. Insbesondere indem wir den sofort in die Augen springenden Mangel der fehlerhaften Haltung: den Spitzfuß, die hängende Hand, durch einen starren Apparat, der sich

durch seine Einfachheit empfiehlt, aufheben, ohne die dadurch mitgesetzte Minderung der Leistung genügend zu berücksichtigen. Denn diese ist eben nicht mit einem Blick zu erfassen, es bedarf dazu vielmehr eines eingehenden Studiums und einer liebevollen Vertiefung in das verwickelte Spiel der verschiedenen Tätigkeiten des betreffenden Gliedes, in seine normale sowohl wie in seine pathologische Mechanik, und nur aus dieser Erkenntnis kann die wahre Arbeitsprothese geschaffen werden.

Auch der Patient unterliegt wie der Arzt oft dem Selbstbetrug, daß er mit der offenkundigen Verbesserung der Haltung sich geholfen glaubt. Mit der Zeit freilich findet er die Nachteile des Apparates heraus und wird es überdrüssig, seine Hand vor der möglichen Gefahr einer Kontraktur zu schützen, wenn er keine Aussicht erblickt, sie auch zu gebrauchen. Kein Wunder, wenn er schließlich die Prothese in die Ecke stellt. Andrerseits kann gerade der streng wissenschaftlich denkende Arzt, nachdem er als Anatom und Physiologe den Fall genau analysiert und sich Rechenschaft gegeben hat, welche Muskeln im betreffenden Fall versagen, der umgekehrten Gefahr unterliegen, daß er durch eine „prothèse musculaire physiologique" die Funktion der einzelnen Muskeln ersetzt und in seiner Genugtuung, daß ihm dies gelungen, nicht weiter frägt, ob sein Apparat den Patienten in seiner Gesamtleistung fördert oder hindert. So interessant dann ein solcher Apparat für den physiologisch denkenden Arzt sein mag, so wenig ist damit dem Patienten gedient.

Ich hörte in diesen Dingen erfahrene Ärzte sich dahin aussprechen und einen Bandagisten ihnen beipflichten, daß es überhaupt nicht lohne, sich mit den Lähmungsprothesen viel Mühe zu geben, da die Patienten sie später doch beiseite würfen[1]). Ich glaube wir müssen, um solche Mißerfolge zu vermeiden, umgekehrt uns bemühen, viel sorgfältiger als bisher die Bilanz aufzustellen, und ich halte einstweilen an der optimistischen Überzeugung fest, daß, wenn wir den Patienten nur solche Prothesen geben, welche ihnen wirklich helfen, sie diese dauernd ehren und benutzen werden, eine Überzeugung, welche in einer freilich nur geringen praktischen Erfahrung sich bewährt hat.

c) Ein Hauptgesichtspunkt, welcher erst neuerdings (z. B. bei Radike) die nötige Beachtung findet, ist, daß wir in der Prothesentherapie gerade so gut wie in jeder andern Therapie sorgfältig individualisieren müssen. So wenig wir bei der gleichen Erkrankung jedesmal die gleiche Medizin verschreiben, so wenig dürfen wir für die gleiche Lähmung jeweils denselben Apparat anordnen, sondern müssen den individuellen Eigentümlichkeiten des Falles nachgehen und Rechnung tragen. Zunächst in somatischer Beziehung: die Kraft und die Beweglichkeit der nicht gelähmten Teile, die

[1]) Auch Möhring weiß davon zu berichten, daß „die Schiene bei Aufnahme der Arbeit, sobald die ärztliche Beobachtung wegfällt, beiseite gelegt wird" und Ansinn sagt: „Die Stützapparate werden vielfach von den Patienten, weil unbequem, abgelegt und liegen schon hier im Lazarett, wie ich oft beobachten konnte, unbenutzt herum. Noch viel weniger werden sie zu Hause getragen . . ." Ähnliche Erfahrungen wurden auch auf der Hauptversammlung der Prüfstelle für Ersatzglieder in Berlin, Januar 1918, mitgeteilt, wie Perthes S. 292 erzählt.

Empfindlichkeit der dem Druck ausgestzten Stellen sind wohl zu berücksichtigen. Dann in psychischer und sozialer Beziehung: Stand und Beruf, Intelligenz und Neigung beeinflussen die Anforderungen, welche zu stellen sind. Dementsprechend wird es für eine bestimmte Lähmungsform im allgemeinen nicht einen Apparat geben können, der unter allen Umständen der beste ist, sondern je nach den besonderen Verhältnissen wird für den einen Patienten der eine, für den andern ein andrer Apparat am zweckmäßigsten sein. Ja dem Patienten wird vielfach dadurch erst so weit geholfen als überhaupt möglich, daß wir ihm zwei Prothesen verschiedener Konstruktion geben, etwa eine feinarbeitende für die Tätigkeit in Haus und Werkstatt, eine primitive und wesentlich ästhetischen Gesichtspunkten Rechnung tragende zum Ausgang auf die Straße.

Daraus folgt die wichtige Erkenntnis, daß wir im allgemeinen für jede Lähmungsart nicht nur eine Prothese brauchen, sondern eine Mehrzahl von solchen. Die Verkennung dieser Wahrheit hat der Entwicklung der Lähmungsprothesentherapie sehr geschadet. Der Konstrukteur müßte sich klar machen, daß es einen „Apparat zur Hebung der Radialislähmung" gar nicht geben kann, daß folglich das Streben nach dem einen Idealapparat, der alles leistet, utopisch ist. Vielmehr ist im Prinzip für jede Art der Lähmung nicht ein bester Apparat, sondern ein System von besten Apparaten anzustreben, von welchen jeder einzelne andren Verhältnissen Rechnung trägt. Der eine Prothese verschreibende Arzt darf nicht verlangen, daß mit der Stellung der Diagnose die Therapie sich von selbst ergibt, sondern muß sich nun erst der Aufgabe der engeren Apparatenwahl unterziehen.

Bei dieser Wahl werden ihm die Gesichtspunkte, welche wir bisher entwickelt haben, und jene, welche aus der weitern Erörterung sich noch ergeben werden, als Führer dienen können und unter Umständen zur Auswahl genügen.

d) Um aber alle die mannigfaltigen einzelnen Vorzüge und Nachteile verschiedener Apparate gegeneinander abzuwägen und diese Abwägungen letztlich zu einem abschließenden Gesamturteil zusammenzufassen, dazu werden theoretische Überlegungen und Einzelprüfungen nur selten ganz ausreichen. Hier wird nur die praktische Erprobung uns sicher führen können. Wir lassen den Patienten die verschiedenen in Betracht kommenden Modelle einige Tage versuchsweise tragen und geben ihm Gelegenheit, mit jedem derselben zunächst einmal eine Ehe auf Probe zu schließen. Hierbei werden gewisse erst mit der Zeit sich geltend machende Untugenden und Nachteile ans Licht kommen, hierbei werden wir vor allem erfahren können, wie weit der Apparat dem Patienten die Ausübung jener komplizierten Tätigkeiten oder „Hantierungen", auf welche es doch schließlich ankommt, ermöglicht und erleichtert oder behindert. Natürlich müssen wir den Patienten während der Probezeit die betreffenden Hantierungen ausüben, also vor allem seinem Handwerk nachgehen lassen.

Damit kommen wir auf einen großen Mißstand unsrer bisherigen Prothesentherapie zu sprechen, einen Mißstand, welchen ich oft peinlich empfunden habe, ohne ihn doch wirksam beheben zu können. Das ist die Un-

möglichkeit, die Patienten zwecks Auswahl und Erprobung einer Prothese in ihrem Beruf sich versuchen zu lassen und sie bei diesen Versuchen zu beobachten und anzuleiten. Nur ein bißchen Gartenland sowie eine Schreinerwerkstätte konnten wir zu diesem Zweck in unserm Lazarett benutzen und andernorts wird es vielfach nicht besser sein. Infolge dieses Mangels habe ich oft unter dem peinlichen Bewußtsein gelitten, mit meinen Bemühungen im Dunkeln zu tappen, und über Dinge zu urteilen, welche ich nicht verstand. Freilich kann man die Entscheidung dem Patienten zuschieben, aber der verständige Patient wird einem dann antworten, daß er, um ein Urteil darüber zu haben, wie weit er mit dem Apparat seinen Beruf ausüben könne, ihn erst in diesem Beruf erproben müsse, der unverständige entscheidet und wählt vielleicht, aber auf Grund von offensichtlich nebensächlichen oder unsachlichen Gesichtspunkten.

Im Interesse einer gesunden Entwicklung der Lähmungsprothesentherapie wäre hier vor allem Abhilfe nötig und diese könnte, soviel ich sehe, nur geschaffen werden, wenn die betreffenden Patienten in geeigneten Lazaretten gesammelt würden, welche mit allen Arten von Werkstätten und Arbeitsmöglichkeiten versehen, außerdem natürlich mit den nötigen orthopädischen, neurologischen und chirurgischen Helfern und Hilfsmitteln ausgestattet sein müßten. Diesen Lazaretten würde dann eine doppelte Aufgabe zufallen, nämlich erstens die ärztliche Aufgabe, dem einzelnen Gelähmten seine Prothese auszusuchen, ihn in ihrem Gebrauch anzuleiten und nötigenfalls auf Grund der dabei gemachten Erfahrungen die Prothese selber zu modifizieren, bis Sicherheit darüber erreicht wäre, daß und was der Patient mit der Prothese zu arbeiten vermag. Hierauf würde sich dann eine einwandfreie Beurteilung der weiteren militärischen Verwendbarkeit einerseits, der zivilen Erwerbsfähigkeit andrerseits aufbauen lassen; nötigenfalls müßte die Fürsorge für die Erlangung geeigneter Arbeitsgelegenheit sich anschließen. Die zweite wissenschaftliche Aufgabe wäre, durch systematisch angelegt Untersuchungen in großem Maßstab ein Urteil über Wert oder Unwert der einzelnen Prothesenmodelle zu gewinnen und nötigenfalls Neukonstruktionen zu veranlassen und uns Ärzten prinzipielle Klarheit zu schaffen, wie und wieweit die einzelnen Kategorien von Nervengelähmten wieder arbeitstüchtig gemacht werden können. Hierbei kommt noch besonders in Betracht, daß das endgültige Urteil über die Brauchbarkeit eines Apparates meist erst nach geraumer Zeit und auf Grund längerer Bewährung im praktischen Leben gesprochen werden kann und daß auch eine solche katamnestische Statistik, welche feststellt, wie Patient und Apparat nach Jahr und Tag sich befinden und in welchem Verhältnis sie zueinander stehen, nur in einem eigens hierauf eingerichteten Institut in größerem Maßstabe durchgeführt werden kann. Ich selbst habe nur in wenigen Fällen Beobachtungen und Auskünfte über die Bewährung der meinen Patienten gegebenen Apparate erlangen können. Endlich könnte eine solche Anstalt, im richtigen Geist geleitet, auch für die so wichtige psychische Beeinflussung der Patienten Gutes leisten und durch das Beispiel erfolgreicher Prothesenträger dem einzelnen Mut und Lust machen, seinerseits nach Kräften mitzuhelfen, daß für ihn das Passende gefunden

wird, und ihm Geduld und Zutrauen geben, um das Arbeiten mit der Prothese einzuüben und sich durch anfängliche Schwierigkeiten nicht abschrecken zu lassen. Energie und guter Wille von seiten des Patienten sind unerläßliche Vorbedingungen des Erfolges. Ob und wieweit dies Ideal an einzelnen großen Lazaretten bereits verwirklicht ist, vermag ich nicht zu beurteilen [1]).

e) Das führt uns auf einen letzten Punkt, welcher für unser therapeutisches Handeln wichtig ist, nämlich eine sorgfältige ärztliche Diagnostik nicht nur in somatischer, sondern auch in psychischer Hinsicht. Wenn ich vorhin die Schuld an gewissen therapeutischen Mißerfolgen dem Arzt zur Last legte, so ist hier eine Einschränkung geboten; es gibt auch Patienten, die nicht geholfen haben wollen: solche, welche vor allem überlegen und befürchten, eine Verbesserung ihrer Leistungsfähigkeit könnte die Höhe ihrer Invalidenrente beeinträchtigen, solche ferner, welche sich mit dem Dasein als Krüppel abgefunden haben und in ihrer Trägheit und Gleichgültigkeit die Unbequemlichkeiten und die Mühe scheuen, welche mit dem Wiederingebrauchnehmen des kranken Armes verbunden sind. Ein Handwerker, der sich entschlossen hat, zu dem ihm weniger mühsam dünkenden Beruf eines Bureauarbeiters überzugehen, wird eine Prothese welche den Gebrauch seines linken Armes so verbessert, daß möglicherweise sein Entschluß dadurch ungerechtfertigt erscheinen könnte, nach Möglichkeit ablehnen. Solche Fälle kommen vor, aber sie sind nach meiner Erfahrung zum Glück nur seltene Ausnahmen. Doch muß man als Arzt an diese Ausnahmen denken und daher bei der Wahl der Prothese nicht nur die Zukunftspläne des Patienten mit ihm besprechen, sondern auch seine Geistesart erforschen und in Rechnung stellen. Einem Patienten eine Prothese aufzudrängen, nach welcher er kein Verlangen hat, halte ich für verkehrt.

Was die somatische Diagnostik anlangt, so muß selbstverständlich der Wahl der Prothese eine neurologische Untersuchung und Funktionsprüfung vorausgehen. Die elektrische Untersuchung sowie die genaue Prüfung der Sensibilität darf daher niemals unterlassen werden. Bei psychogenen Lähmungen ist für die Frage, ob ein Apparat gegeben werden soll oder nicht, in erster Linie der suggestive Einfluß des Apparates in Anschlag zu bringen. Man darf nicht den Patienten durch das Verschreiben eines Apparates im Glauben an seine Unfähigkeit bestärken. Andrerseits kann da, wo psychogene und somatische Lähmung, wie so oft, sich kombinieren, ein Apparat, der den Patienten veranlaßt, die kranke Hand überhaupt wieder in Gebrauch zu nehmen, vielleicht auch erzieherisch günstig wirken.

[1]) Vorstehende Zeilen wurden, wie der Leser schon gemerkt hat, noch während des Krieges geschrieben. Die seitdem über die Deutschen und insbesondere über uns Elsässer rechtsrheinischer Abstammung hereingebrochenen Schicksalsschläge haben einerseits die Drucklegung dieser Zeilen unerwünscht hinausgezögert, andrerseits mich meines damaligen Wirkungskreises plötzlich beraubt. So bin ich der Gelähmtenfürsorge fremd geworden und kenne ihren heutigen Stand und die inzwischen etwa gemachten Fortschritte nicht mehr. Ich lasse deshalb stehen, was ich damals geschrieben habe und was damals auf die Verhältnisse im Elsaß zutraf.

Ferner ist es für die Wahl der Prothese unter Umständen von Wichtigkeit, daß wir uns über die Prognose, d. h. ob etwa rasch Besserung und Verschwinden der Lähmung erwartet werden darf, vergewissern. Neben der Untersuchung des elektrischen Verhaltens und der Sensibilität ist eine eingehende Anamnese hierbei oft von Wert. Wegen der Technik dieser Untersuchungen verweise ich auf die bekannten Lehrbücher (Lewandowski, Oppenheim, Strümpell, Goldscheider u. a.).

Die Hauptsache in diagnostischer Hinsicht ist natürlich eine sorgfältige Untersuchung der Motilität, der sich dann eine Prüfung der durch die in Aussicht genommene Prothese gesetzten Besserung — oder Verschlechterung anzuschließen hat. Hier untersuchen wir zuerst in der üblichen Weise die passive und aktive Beweglichkeit des einzelnen Gelenkes, dann die Kontraktionsfähigkeit des einzelnen Muskels, wie sie sich an der Anspannung der Sehne und der Erhärtung und Formänderung des Muskelbauchs kund gibt. Aber damit dürfen wir uns nicht begnügen. Vielmehr muß sich an die Untersuchung der einzelnen Bewegungsmöglichkeiten anschließen die Prüfung der aus mehrfachen Muskel- und Gelenkbewegungen zusammengesetzten Leistungen des Gliedes, von denen wir die einfacheren, z. B. Ergreifen und Loslassen, Gehen und Laufen als Verrichtungen des Gliedes, die komplizierteren insbesondere der oberen Extremitäten, z. B. Führung eines Werkzeugs, als Hantierungen bezeichnen wollen. Unter diesen unterscheiden wir wieder die allgemein menschlichen Hantierungen, insbesondere der Toilette, der Mahlzeit, des Schreibens, und die besonderen der „handwerklichen" Berufe. Die Hantierungen sind dasjenige, was vor allem für den Patienten praktisch wichtig ist, dasjenige also, was wir ihm durch unsre Prothese verbessern oder wiedergeben sollen, daher auch dasjenige, wonach wir in letzter Linie Wert oder Unwert des Apparates zu beurteilen haben. Für eine vorläufige Orientierung aber halten wir uns zweckmäßigerweise an die einfacheren und leichter zu prüfenden Verrichtungen.

g) Prothese bei unvollkommener Lähmung (Parese). Wir haben bisher stillschweigend angenommen, daß der gelähmte Muskel, dessen Tätigkeit wir ersetzen sollen, völlig gelähmt sei. Wir müssen noch kurz den Fall erörtern, daß er bloß geschwächt ist, daß es sich um Parese, nicht um Paralyse handelt. Gemäß unserm Grundsatze, daß die Leistungsfähigkeit des Gliedes das eigentliche Ziel unsrer Prothesentherapie ist, werden wir die Antwort auf die Frage, ob in diesem Fall ein Apparat gegeben werden soll und welcher, davon abhängig machen, ob das Glied eines solchen bedarf, um in möglichst nützlicher Weise tätig zu sein. Daneben aber kommt hier noch ein besondrer Gesichtspunkt in Betracht. Wenn nämlich die Möglichkeit fortschreitender Besserung und Erstarkung der natürlichen Muskelfunktion vorliegt, so muß der allererste Grundsatz sein, diese Besserung nicht dadurch zu beeinträchtigen, daß man dem Muskel das wichtigste Stärkungsmittel, die Übung im natürlichen Gebrauch wegnimmt. Die Prothese darf niemals zu einem Faulbett für den Muskel werden, der bereits wieder arbeiten könnte. Aus diesem Grunde werden wir in vielen

Fällen von einem Apparat ganz absehen, auch wenn die Leistung einiges zu wünschen übrigläßt, in andern gerade deswegen zum Apparat greifen, weil der Patient mehr Möglichkeit und Lust bekommt, das Glied zu betätigen. Besonders zu verpönen ist in solchen Fällen der dauernde Gebrauch einer starren Schiene, welche das Glied feststellt und ihm die Möglichkeit der Übung wegnimmt. Aber auch bei der Verwendung eines beweglichen Apparates ist Vorsicht geboten, und zwar in mehrfacher Hinsicht. Strenger noch als sonst müssen wir darauf sehen, daß der Apparat keinerlei spontane Bewegung, die sich wiederherstellen will, behindert und unmöglich macht; vielmehr müssen wir gerade hier von dem Apparat besonders vielseitige Bewegungsmöglichkeit verlangen und es als die gewöhnliche Regel aufstellen, daß, je unvollkommener die Lähmung ist, um so vollkommner der Apparat sein muß. Und zweitens sollte die Kraft der Apparatenfeder so abgepaßt sein, daß sie die Tätigkeit des paretischen Muskels nicht völlig überflüssig macht, vielmehr einen Anreiz zur spontanen Zusammenziehung und eigener Tätigkeit bestehen läßt. Wir erreichen das, indem wir die Stärke der Feder gemäß dem später zu besprechenden Prinzip der eben noch genügenden Federkraft (vgl. § 66) abpassen, indem wir ferner dafür sorgen, daß die Federkraft leicht reguliert werden kann und daß in dem Maße, in dem die eigene Kraft des paretischen Muskels wächst, die Kraft des künstlichen Muskels vermindert wird. Auch in bezug auf die Regulierbarkeit der Federkraft werden wir also an den Apparat besonders hohe Anforderungen stellen müssen.

Die Lähmungsprothese vom Standpunkt des Technikers betrachtet.

§ 65. Mechanische Grundlagen.

Wir haben das Problem der Prothese bisher mit den Augen des Physiologen und Arztes betrachtet, wir müssen es nun von dem Gesichtspunkt des Mechanikers und Konstrukteurs aus ins Auge fassen. Beide Betrachtungsweisen sind gleich notwendig, nur wo sie sich innig ergänzen und durchdringen, ist ein gutes Endergebnis zu erhoffen. Daß die ärztliche Erforschung der Lähmung unentbehrlich und grundlegend ist, daß wir ohne sie mit unsrer Therapie gänzlich im Dunkel tappen würden, bedarf keiner weiteren Worte. Daß sie allein nicht genügt, beweist neben vielen andern das schon mehrfach zitierte Beispiel des trefflichen DUCHENNE, des Arztes, dem die Orthopädie für seine klassischen Forschungen über die physiologische Funktion der einzelnen Muskeln wie wenig andern zu Dank verpflichtet ist, dessen Prothesen aber, soviel ich sehe, zwar viel zitiert, aber wenig verwendet werden, weil sie anatomisch korrekt, aber technisch unzweckmäßig sind. Das Richtige ist offenbar, daß der Orthopäde zunächst ganz Arzt sei, in einem gewissen Moment aber sich in den Techniker wandle, der nicht mehr Muskeln und Sehnen sieht, sondern nur noch gelenkig verbundene feste und halbfeste Teile, auf die er mittels Stahl und Tuch, mittels

Stangen und Gurten einwirken soll. Nur dann wird er in diesem seinem Stoff materialgerecht konstruieren, so wie es die Natur in ihrem so gänzlich verschiedenen Stoff vorbildlich getan hat.

Technisch betrachtet ist unsre Aufgabe folgende: zwei Leibesglieder sind in einem Gelenk — wir können unsre Betrachtung vorerst auf einfache Scharniergelenke beschränken — miteinander verbunden. Unser Apparat soll sie in diesem Gelenk in einem bestimmten Sinn gegeneinander bewegen, oder aber in einer bestimmten Winkelstellung festhalten, wie das früher der jetzt gelähmte Muskel getan hat. Wir können zwei Hauptarten von hierzu dienlichen Apparaten unterscheiden: Zugbahnen und Gerüstwerke.

Mit den Zugbahnen ahmen wir die Natur nach, indem wir den natürlichen Zug der Muskelsehne ersetzen durch den künstlichen Zug eines Gurtes. Fügen wir in die Zugbahn in Nachahmung des Muskels eine Sprungfeder oder ein Gummiband ein, welches elastische Kraft zu entwickeln vermag, so haben wir die federnde Zugbahn, welche dem Gelähmten neue Bewegungsmöglichkeiten schafft, begnügen wir uns mit dem Gurt, so haben wir die undehnbare Zugbahn, welche bloß die Haltung verbessert.

Mit ihren beiden Enden wird die Zugbahn am Leib festgemacht, durch sie wirkt der Apparat auf den Leib ein, sie bilden seine beiden Angriffspunkte, wie wir sagen. Hier beginnen die technischen Schwierigkeiten. So einfach und sicher die Natur ihre Muskeln und Sehnen am Knochengerüst befestigt, so schwer fällt es oft dem Orthopäden, für seine Zugleine das gleiche zu erreichen. Duchenne hatte noch die Forderung aufgestellt und zu erfüllen gesucht, daß die Befestigungspunkte der Prothese übereinstimmen müßten mit den natürlichen Ursprungs- und Ansatzpunkten der Muskeln und Sehnen, welche der Apparat ersetzen soll. Aber auch wenn wir uns von dieser Auflage frei machen, da wir uns hier als Techniker, nicht als Physiologen fühlen, und uns vornehmen, wo wir irgend am Gliede eine geeignete Stelle finden, sie zum Festmachen zu benutzen, bleibt die Schwierigkeit noch groß. Sie kann uns zu dem Versuch veranlassen, mit der Befestigung auf ein ganz andres Glied überzugreifen. Um beispielsweise die infolge Lähmung der Fußstrecker, der Musculi tibialis anterior und extensor digitorum longus, herabhängende Fußspitze anzuheben, beschließen wir den Zug dieser Muskeln durch ein Band zu ersetzen, das vom Fuß zum Unterschenkel führt. Aber da wir am Unterschenkel keinen geeigneten Befestigungspunkt finden, gehen wir suchend höher und höher, bis wir auf der Schulter endlich das Gewünschte erreichen (vgl. Fig. 206, S. 583). Einen solchen, mehrere Glieder überspannenden Apparat nennen wir einen mehrgelenkigen, den andern einen eingelenkigen, Benennungen, welche im Anschluß an die Unterscheidung von ein- und mehrgelenkigen Muskeln ohne weiteres verständlich sind. Duchenne selber hat, nachdem er anfangs am Unterschenkel seine fußspitzenhebenden künstlichen Muskeln festgemacht, sodann am Oberschenkel akzessorische Ursprungsstellen gesucht hatte, zuletzt sich entschlossen, für die untere Extremität den reinen Zugapparat ganz aufzugeben und auf das längst übliche Gerüstwerk mit angehängter Zugbahn, welches wir sogleich kennenlernen werden, zurück-

zugreifen (Duchenne 1872, S. 1058ff.), ein Entschluß, der ihm, weil seinem Ideal treuer Nachahmung der natürlichen Verhältnisse des Muskels ganz zuwiderlaufend, gewiß nicht leicht fiel, ihm aber durch die schlechten Erfahrungen, welche er mit den Versuchen zur Befestigung seiner Zugbahnen gemacht hatte, aufgezwungen wurde.

Während die Zugbahn sich schmiegsam biegsam dem Körper einfügt, wie der Muskel, den sie kopiert, dem Knochenskelett, ist das Gerüstwerk dem Körper gegenüber selbständiger, es besitzt physiologisch gesprochen, seine eignen Knochen, und technisch ausgedrückt: es stellt die Verbindung von Glied zu Glied und von Angriffspunkt zu Angriffspunkt aus Materialien her, welche im Gegensatz zu dem an sich formlosen und bloß auf Zug beanspruchten Bande auch auf Druck beanspruchbar sind und eignes Formstreben besitzen, sei es, daß sie völlig starr sind: starre Gerüstwerke, sei es, daß sie vermöge der Biegsamkeit des Materials, z. B. federnden Stahls oder vermittels Gelenken, welche wir zwischen die starren Teile eingeschaltet haben, in sich beweglich sind: bewegliche Gerüstwerke. Zwischen den beweglichen Teilen eines Gerüstwerks können Zugbahnen wirksam sein, die aber dann die Leibesglieder nicht direkt, sondern nur durch Vermittlung des Gerüstwerks beeinflussen. Doch kann die Zugbahn auch so geführt sein, daß sie mit dem einen Ende am Gerüstwerk festgemacht ist, mit dem andern am Leibesglied. Wir nennen diese Anordnung Gerüstwerk mit angehängter Zugbahn, die andre Gerüstwerk mit eingebauter Zugbahn. Jeder Gurt, mit dem das Apparatenende am Leib festgemacht wird, ist eine angehängte Zugbahn (vgl. Fig. 50 und besonders Fig. 50g), jede im Apparat arbeitende Zugfeder ist eine eingebaute Zugbahn (vgl. Fig. 50b, d).

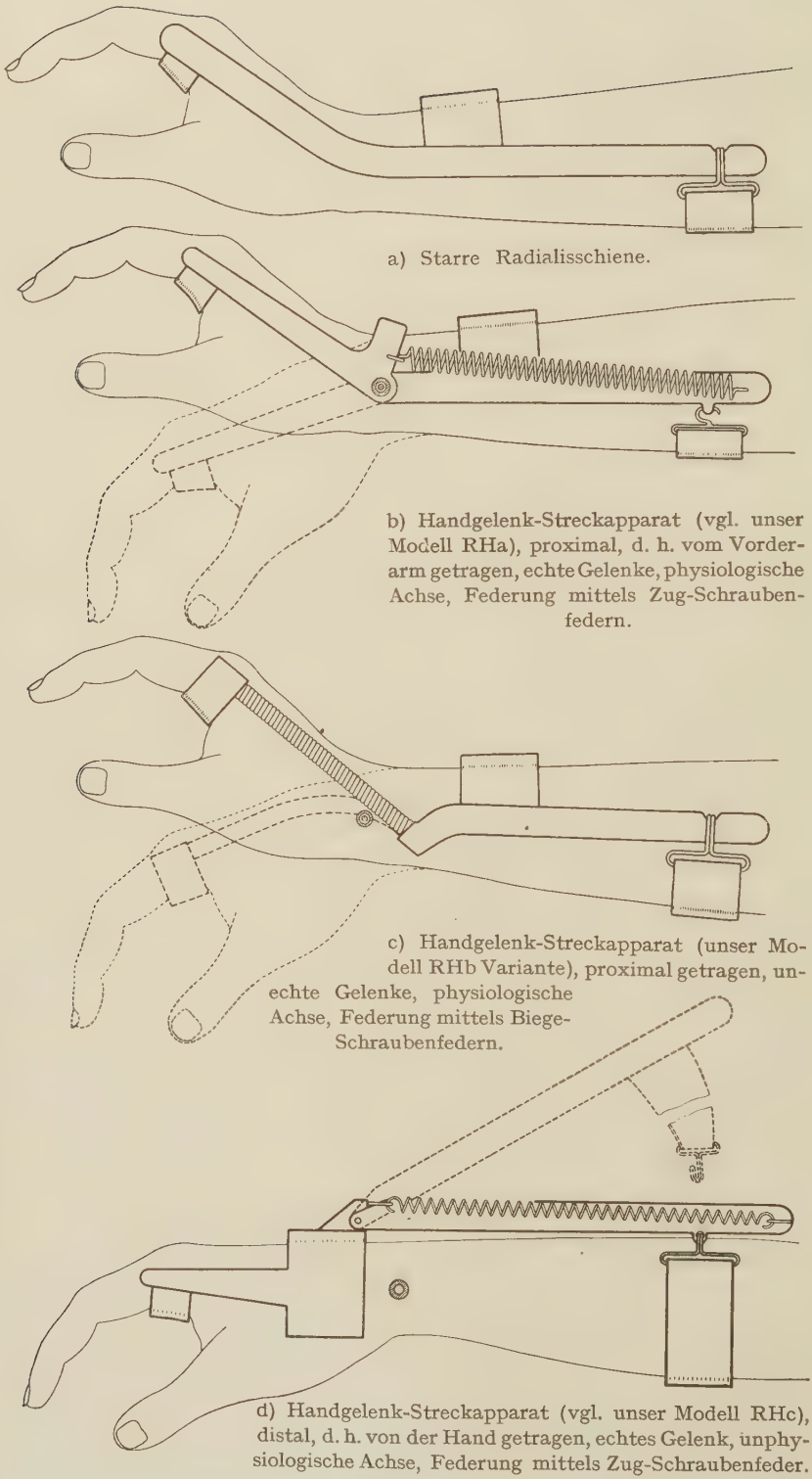
Das Gerüstwerk greift an den Leibesgliedern nicht nur wie die Zugbahn in zwei, sondern stets mindestens in drei Angriffspunkten an. Drei Stellen, an welchen das Gerüstwerk auf die Glieder drückt, sind nötig, aber auch hinreichend, damit diese in ihrem anatomischen Gelenk bewegt oder aber in einer bestimmten Stellung dieses Gelenks, aus welcher sie, sei es die Schwere, sei es der Zug der Antagonisten sonst entfernen würde, festgehalten werden, immer vorausgestzt, daß die beiden Glieder durch ein einfaches Scharniergelenk verbunden sind, also nur in einer Ebene gegeneinander bewegt werden können, wobei wir die Bewegung im einen Sinn als Beugung, die im andern als Streckung bezeichnen. Greifen wir an einer solchen Gliederkette drei Punkte heraus, welche in der Ebene der Bewegung liegen, und zwar die beiden äußern auf der Beugeseite, der mittlere auf der Streckseite oder umgekehrt jene beiden streckseitig, dieser beugeseitig gelegen, und verbinden wir diese drei Punkte miteinander zu einem starren Ganzen, so heben wir damit die Bewegung der Gliederkette in einem der möglichen Bewegungssinne auf. Das leuchtet, denke ich, aus der Betrachtung der Fig 50 a ohne weiteres ein. Auch wenn wir die beiden Glieder, deren gegenseitige Haltung gebessert werden soll, samt dem dazwischen liegenden Gelenk in eine feste Schale einkapseln, indem wir etwa die herabhängende Hand des Radialisgelähmten, nachdem wir sie im Handgelenk gestreckt haben, samt dem Unterarm mit einer gemein-

samen Lederhülse völlig umschließen, so wird diese Hülse doch meist nur an drei Stellen der Haut fest anliegen und Druck ausüben; jedenfalls aber genügen diese drei Angriffsstellen für die Aufgabe des Apparates, d. h. für die Immobilisierung der Gliederkette. Die beiden äußern Angriffspunkte müssen selbstverständlich jeder an einem andern der beiden Leibesglieder liegen, der mittlere kann auf dem einen oder auf dem andern Glied oder auf dem Gelenk selber, d. h. also auf beiden zugleich liegen, welch letzterer Fall jedoch für uns nur ausnahmsweise in Betraht kommt (Fig. 50 g, h). Das Glied, welchem zwei Punkte anliegen, bezeichnen wir als das tragende Glied oder Basisglied, das andre als das getragene oder angegriffene Glied. Die Stellen des Gliedes, auf welchen die Punkte aufliegen, bezeichnen wir als Angriffspunkte oder Auflagestellen oder Druckpunkte.

Diese Unterscheidung gewinnt Bedeutung, wenn wir statt des starren, haltungverbessernden das federnde, Bewegung ermöglichende Gerüstwerk ins Auge fassen. Wir gelangen zu einem solchen, wenn wir unser starres Gerüstwerk in zwei Hälften zerschneiden, von denen die eine Hälfte dem tragenden, die andre dem getragenen Leibesglied anliegt und beide Teile durch ein Scharniergelenk verbinden. Zwischen diesen beiden Teilen lassen wir eine Feder wirken, welche beide Hälften in demselben Sinn gegen einander zu drehen sucht, wie es früher der jetzt gelähmte Muskel tat. Gelegentlich begnügen wir uns auch damit, an dem Apparatengelenk eine Sperrvorrichtung anzubringen, welche verhindert, daß die Drehung über einen bestimmten Winkel hinausgeht und dadurch das Glied vor ungünstiger Haltung bewahrt (Fig. 50 i).

Wir legen unser Apparatengelenk so, daß seine Achse mit der Achse des Leibesgelenkes zusammenfällt, d. h. mit jener Achse, um welche auf Grund der anatomischen und physiologischen Verhältnisse die Drehung der beiden Leibesglieder gegeneinander stattfindet. Das Apparatengelenk wird dann im allgemeinen als Doppelgelenk mit der einen Hälfte diesseits, mit der andern jenseits des anatomischen Gelenks ausgebildet werden müssen. Weil dies umständlich und manchmal überhaupt nicht ausführbar ist, z. B. an den einzelnen Fingergrundgelenken, so werden wir in vielen Fällen die Apparatenachse neben die physiologische Achse, natürlich mit ihr parallel verlegen. In diesen Fällen sprechen wir von unphysiologischer, in dem andern von physiologischer Lage der Apparatenachse.

Dadurch aber erwächst uns eine eigentümliche und sehr zu beachtende Schwierigkeit. Wenn Apparat und Leibesglieder sich um verschiedene Achsen drehen, und wenn die dem tragenden Glied zugehörige Hälfte des Apparates diesem, wie wir annehmen, fest anliegt, so wird die andre Hälfte bei der Bewegung sich an ihrem Glied verschieben, den Angriffspunkt ändern. Dabei aber wird sie auf der Haut reiben und diese mit der Zeit wund scheuern. Oder aber der Angriffspunkt wird, weil der Reibungswiderstand zu groß ist, nicht wandern, dagegen wird die physiologische Drehbewegung gehemmt und vor der Zeit arretiert, das Ausmaß der dem Patienten möglichen Bewegung vermindert werden. Innerhalb des ihm



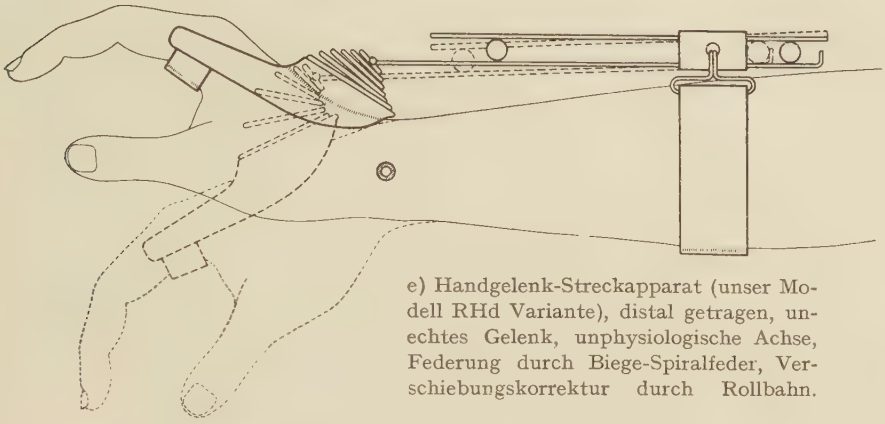
a) Starre Radialisschiene.

b) Handgelenk-Streckapparat (vgl. unser Modell RHa), proximal, d. h. vom Vorderarm getragen, echte Gelenke, physiologische Achse, Federung mittels Zug-Schraubenfedern.

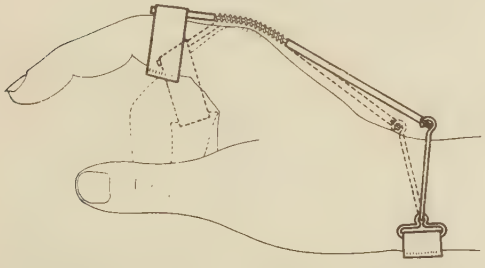
c) Handgelenk-Streckapparat (unser Modell RHb Variante), proximal getragen, unechte Gelenke, physiologische Achse, Federung mittels Biege-Schraubenfedern.

d) Handgelenk-Streckapparat (vgl. unser Modell RHc), distal, d. h. von der Hand getragen, echtes Gelenk, unphysiologische Achse, Federung mittels Zug-Schraubenfeder.

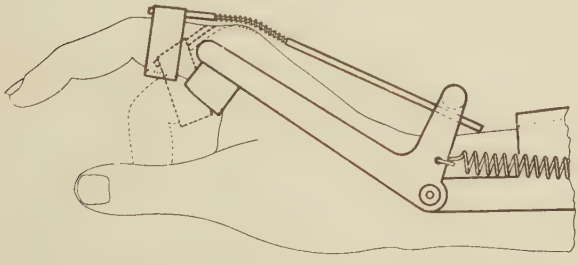
Fig. 50. Einige Hauptarten der Gerüstwerke.



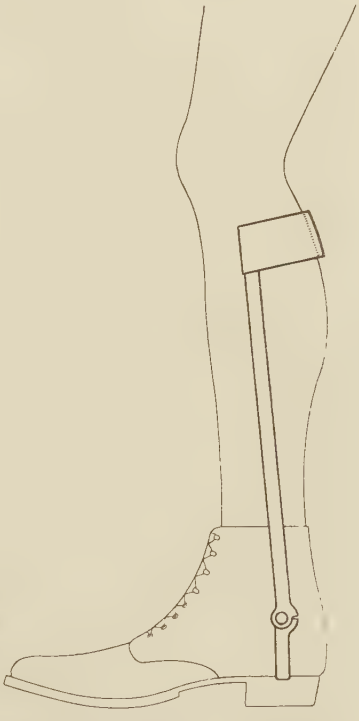
e) Handgelenk-Streckapparat (unser Modell RHd Variante), distal getragen, unechtes Gelenk, unphysiologische Achse, Federung durch Biege-Spiralfeder, Verschiebungskorrektur durch Rollbahn.



g) Finger-Streckapparat (Modell RFf), von dem Knöchel des Fingergrundgelenks getragen, unechtes Gelenk, unphysiologische Achse, Federung durch Flachwickel-Blattfeder, Verschiebungskorrektur durch zwei angehängte Zugbahnen, je eine am proximalen und am distalen Ende.



h) Finger-Streckapparat (unser Modell RFfa), kombiniert mit Handgelenk-Streckapparat (Modell RHa), Verschiebungskorrektur durch Gleitbahn, sonstige Verhältnisse wie bei der vorigen Figur.



i) Spitzfuß-Apparat zum Hochhalten des hängenden Fußes bei Peroneuslähmung, distal, d. h. vom Fuß bzw. Schuh getragen, echtes Gelenk, physiologische Achse, keine Federung, sondern nur Sperrvorrichtung (Arretierung).

Fig. 50. Einige Hauptarten der Gerüstwerke, schematisch dargestellt. Die Auflagestellen des Apparates sind durch gezähnte Linien angedeutet. Ein Ring bezeichnet die Achse des Handgelenks für Beugung und Streckung, ein kleiner Vollkreis die entsprechende Achse des Apparates. Wenn der Vollkreis innerhalb des Ringes liegt (b, c), fallen beide Achsen zusammen. Der erste Apparat stellt ein starres, alle übrigen stellen bewegliche Gerüstwerke dar.

verbliebenen Bewegungsausmaßes aber wird er zur Bewegung einer erhöhten Kraftanstrengung und vermehrten Arbeitsleistung bedürfen, die zur Überwindung des Reibungswiderstandes verbraucht wird. Wir bezeichnen die Drehung eines solchen Apparates der infolge unphysiologischer Lage seiner Drehungsachse entweder scheuert oder hemmt als unphysiologische Drehung.

Es ist nun aber möglich, diesen Übelstand zu beseitigen und trotz unphysiologischer Achse physiologische Drehung des Apparates zu erzielen, d. h. eine solche Drehung, daß weder Scheuerung noch Hemmung auftritt. Das geschieht, indem wir die feste Verbindung des angreifenden Apparatenteils mit dem angegriffenen Glied lösen und statt ihrer eine bewegliche Verbindung schaffen, welche einen Ausgleich der Verschiebung erlaubt. Wir bezeichnen eine solche Einrichtung als Verschiebungskorrektur. Dieselbe kann in mechanischer Hinsicht verschieden gestaltet sein. Die theoretisch einfachste Lösung der Aufgabe ist die Ausbildung einer Schiebebahn: statt den Apparat auf der Haut lassen wir zwei geglättete Metallflächen aufeinander gleiten, was bekanntlich bei passender Anordnung ohne erhebliche Reibung geschieht. Wir können die Reibung noch weiter vermindern und auf ein Mindestmaß herabsetzen, indem wir mittels zwischengelegter Kugeln ähnlich wie bei den bekannten Kugellagern der Fahrräder die gleitende Reibung in rollende Reibung verwandeln. Wir haben dann eine Rollbahn, im andern Fall eine Gleit- oder Schleifbahn vor uns (Fig. 50 e, h). Ein andres Mittel, um die Reibung auf einen sehr geringen Betrag zurückzuführen, besteht darin, ein neues Apparatenelement einzufügen, welches sowohl gegen den übrigen Apparat wie gegen das Glied beweglich ist. Als solches kann eine angehängte Zugbahn dienen, über die wir oben sprachen. Dieselbe kann durch gelenkige Verbindung mit dem Apparat noch beweglicher gemacht werden (Fig. 50 g). Insbesondere werden wir die gelenkig verbundenen Schleudern später kennenlernen (Fig. 51). Das primitivste Mittel ist einfach ein dickes Polster zwischen Apparat und Glied zu legen. Natürlich ist die hiermit erzielte Verschiebungskorrektur nur eine unvollkommene; die so ermöglichte Drehung kann nur in beschränktem Maß als physiologisch angesprochen werden. Je ausgiebiger die Drehung ist, um so schwieriger ist es, unter sonst gleichen Umständen eine hinreichende Korrektur zu erzielen; je geringer der Drehungswinkel, um so eher kann man mit einer primitiven Verschiebungskorrektur sich begnügen. Außerdem bildet die Haut samt dem unterliegenden Weichteilpolster, da sie mit diesem über der knöchernen Grundlage des Gliedes stets mehr oder weniger verschieblich ist, eine natürliche und stets vorhandene Verschiebungskorrektur, die nur in den meisten Fällen nicht ausgiebig genug ist. Mangel an Erkenntnis und Beachtung dieser Dinge ist einer der Hauptgründe, warum unsre bisherige Prothesentherapie vielfach Ungenügendes leistet.

Wir haben bisher stillschweigend angenommen, daß unser Apparatengelenk mechanisch korrekt (wenn auch anatomisch-physiologisch an falscher Stelle) gebildet, daß es ein echtes Gelenk sei. Wir können nun auch ein inkorrektes oder unechtes Gelenk anwenden, womit gemeint ist,

daß wir die beiden Apparatenhälften durch eine elastische Feder verbinden, die, weil biegsam, Bewegung erlaubt, während sie, weil einer bestimmten Lage zustrebend, zugleich selbst Apparat und Glied in Bewegung setzt, so daß sie zugleich als Gelenk und als Feder dient.

Diese Anordnung bedeutet also eine Vereinfachung der Konstruktion, hat aber den Nachteil, daß das richtige Abpassen und Abstimmen der Feder, von welchem wir alsbald sprechen werden, durch die Doppelnatur derselben erschwert wird. Gelingt es aber, dieser Schwierigkeit Herr zu werden, dann sind die unechten Gelenke noch um weitrer Vorzüge willen den echten vorzuziehen. Da die gleitende Reibung in den Gelenken wegfällt, so wird nicht nur Kraft und Arbeit gespart, sondern es sind auch alle Hemmungen, wie sie an den echten Gelenken auch bei bester Konstruktion gelegentlich entstehen, so gut wie ausgeschlossen. Noch wichtiger ist, daß jeder tote Gang und die durch die Reibung bedingte Bewegungsverzögerung fortfällt und der Apparat auf den geringsten Antrieb sofort anspricht, ebenso wie es der Muskel selber tut. Dadurch wird das genaue Zusammenspiel der gesunden Antagonisten mit dem Apparat, das bei feineren Hantierungen verlangt wird, gewährleistet und die bei den durch Reibung behinderten Apparaten manchmal vorhandene Neigung zum Stehenbleiben oder wenigstens Nachschleppen des Apparates beseitigt. Auf die verschiedenen Arten, nach welchen die Federn im Gerüstwerk angreifen und wirken können, kommen wir später (§ 66) zu sprechen.

Fig. 51. Spannwerk. Unser Spitzfußapparat Modell PSp, schematisch.

Wir hatten zwei Hauptgruppen von Apparaten unterschieden: Zugbahnen, bei welchen ein Band zwischen den beiden Angriffspunkten an den beiden Leibesgliedern ausgespannt ist, und Gerüstwerke, bei welchen zu den beiden Angriffspunkten ein dritter hinzutritt und zwischen allen dreien durch eigne Form erstrebende Baustoffe eine Verbindung hergestellt wird. Es gibt nun noch eine dritte Gruppe, welche zwischen beiden in der Mitte steht: die Halbgerüste, von welchen wir wieder zwei Unterarten vorfinden. Erstens das Spannwerk (Fig. 51), bei welchem eine Zugbahn in ihrer Mitte durch einen starren Träger unterstützt und vom Körper abgespreizt wird; der Träger hat einen, die Zugbahn wie immer zwei Angriffspunkte am Körper. Das Spannwerk ist dem Gerüstwerk mit ange-

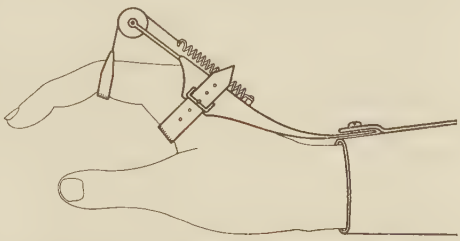


Fig. 52. Krahn. Duchennes Finger-Streckapparat nach den Angaben seines Buches von 1872, Fig. 231 umgezeichnet.

hängter Zugbahn verwandt und entsteht aus diesem, wenn wir das Gerüst nur noch mit einem Ende auf dem Körper aufruhen lassen, am andern freien Ende aber zwei Zugbahnen, nach jedem Körperglied eine, anhängen. Die zweite Unterart der Halbgerüste ist der Krahn (Fig. 52): bei diesem finden wir ein starres Gerüstwerk nur an einem der beiden Leibesglieder mittels zweier Angriffspunkte festgemacht, aber mit seinem Ende bis an das andre Glied heranreichend und mit ihm durch eine federnde Zugbahn verknüpft. (Die oben erwähnte Einrichtung, daß bei unphysiologisch liegendem Apparatengelenk durch Zugbahn eine Verschiebungskorrektur geschaffen wird, steht dem Krahn nahe, unterscheidet sich aber dadurch, daß dort das Gerüstwerk in sich beweglich, die Zugbahn dagegen unelastisch ist.)

Die bisher besprochenen eigentlichen Lähmungsprothesen hatten die Aufgabe, in irgendeiner Weise die Tätigkeit des gelähmten Muskels zu ersetzen. Ihnen steht als „uneigentliche Lähmungsprothese" ein Apparat gegenüber, der, ohne die Bewegungen und Stellungen des gelähmten Gliedes irgend zu verändern, doch ihre Wirkung auf andre Gegenstände erfolgreicher gestaltet: das Füllstück, welches der Hand, die sich sonst nicht genügend schließen könnte, das Erfassen und Festhalten ermöglicht (§ 106).

Ich lasse noch eine tabellarische Übersicht der besprochenen Konstruktionsmöglichkeiten folgen. Dieselbe umfaßt alle bisher auf unserm Gebiet verwirklichten Möglichkeiten, soweit sie mir bekannt geworden sind. Daß noch andre denkbar sind, ist selbstverständlich.

Beiläufig noch ein Wort über die Verbindung des Apparates mit dem Leibesglied, welche an den Auflagestellen oder Druckpunkten, wie wir sie genannt hatten, stattfindet. In Wirklichkeit sind diese nicht Druckpunkte, sondern Druckflächen. Wir haben sogar das Bestreben, sie zu möglichst großen Druckflächen zu machen, denn je größer die Fläche ist, auf welcher sich der aufzunehmende Druck verteilt, um so weniger unangenehm wird er im allgemeinen empfunden. Diese Verteilung auf eine große Fläche ist allerdings deshalb für den Techniker nicht leicht zu bewerkstelligen, weil die Körperoberfläche nirgends eine einfache mathematische Fläche darstellt und zudem sich ändert, wenn das Glied sich bewegt. Eine gute Anpassung des Apparates an das Glied wird erreicht durch die bekannten Walklederhülsen, bei welchen das steife Leder nach einem Gipsabguß des Gliedes geformt wird. Doch ist das Verfahren umständlich und aus früher erwähnten Gründen bin ich kein Freund dieser Lederhülsen für unsre Zwecke.

Das einfachste Mittel ist die Polsterung, welche zwischen das Glied und den Apparat gelegt die Inkongruenzen beider Oberflächen federnd ausgleicht. Ideal ist dieser Ausgleich jedoch selten, auch hat er den Nachteil, daß der Filz mit der Zeit sich zusammendrückt und dann immer weniger federt. Trotzdem wird man in zahlreichen Fällen zur Polsterung greifen müssen. Vielfach jedoch kann sie vermieden werden. Man kann sie dadurch vermeiden, daß man statt den Apparat auf das Glied drücken zu lassen, ihn von der andern Seite her ziehen läßt und den Zug durch eine das Glied umfassende Binde auf den Körper überträgt. Wenn die Binde

am festen Apparatenabschnitt mit zwei Gelenken eingefügt ist und sich von diesen aus verbreitert, indem sie das Glied umfängt, so nennen wir diese in unsern Apparaten öfter benutzte Anordnung eine Schleuder (Fig. 52, 222, 227). Binden und Schleuder haben den Vorteil, daß sie sich selbsttätig der Form des Gliedes anpassen.

Übersicht der mechanischen Prinzipien der Lähmungsprothesen (§ 65).

- Zugbahn
  - federnd (elastisch)
  - nur sperrend (unelastisch)
- Gerüstwerk
  - starr
    - Beugung verhindernd
    - Streckung (bzw. Überstreckung) verhindernd: Rückenstütze
  - beweglich
    - vom proximalen Glied getragen, am distalen angreifend
      - mit physiologischer Achse
      - mit unphysiologischer Achse
      - mit Verschiebungskorrektur
      - durch Schiebebahn: Schleifbahn, Rollbahn
      - durch Zwischenelement: Zugbahn, Schleuder, Polster
    - vom distalen Glied getragen, am proximalen angreifend
      - physiologisch drehend (in mehr od. weniger vollkommener Weise)
        - mit echtem Gelenk → federnd (elastisch)
        - mit unechtem Gelenk (die Feder dient als Gelenk) → nur sperrend (unelastisch)
      - ohne Verschiebungskorrektur unphysiologisch drehend
- Halbgerüste
- Spannwerk
- Krahn

Eingelenkiger Apparat / Zwei- und mehrgelenkiger Apparat

(igentliche Lähmungsprothese: Füllstück)

§ 66. Die Federung. Allgemeine Gesichtspunkte.

Damit ein guter Apparat entstehe, genügt es nicht, daß das Konstruktionsprinzip richtig sei, es müssen vielmehr auch alle technischen Einzelheiten theoretisch und praktisch einwandfrei durchgearbeitet sein. Das gilt für jeden beliebigen Apparat und ist daher hier nicht weiter zu erörtern. Nur über einen Konstruktionsteil, an welchen bei unsern Lähmungsprothesen ganz besondere Anforderungen gestellt werden, scheinen mir genauere Ausführungen angezeigt, nämlich über die Sprungfedern unsrer elastischen Apparate. Die Art, wie die Feder im Apparat angreift und sich auswirkt, ist verschieden, je nach der Natur der Feder und ihrer Anbringung im Apparat.

Die Feder soll eine Drehung des Gelenks bewirken. Zwei Hauptfälle sind hier zu unterscheiden (Fig. 53): entweder die Feder wirkt an sich bereits drehend oder die Feder als solche hat nur das Bestreben, eine geradlinige Verschiebung, eine einfache Translationsbewegung, wie der Physiker es nennt, zu bewirken, und erst, indem das Gelenk, mit dem die Feder verkoppelt ist, die Bewegung in die eigne Bahn zwingt, kommt sekundär eine Drehbewegung zustande. Unmittelbar drehend wirken die biegenden und drillenden Federn. Die biegende Feder sucht, indem sie für sich selbst eine bestimmte Biegebewegung anstrebt, das Gelenk, mit dem sie verbunden ist, an dieser zu beteiligen. Die theoretisch von ihr nicht wesentlich verschiedene drillende Feder will sich auf- oder zuwickeln und das Gelenk in diese kreisende Bewegung mit hereinziehen. Anders die ziehende und die drückende Feder. Sie haben zunächst nur das Bestreben, die eigne Länge zu mehren oder zu mindern. Die ziehende Feder verhält sich in dieser Beziehung genau wie der Muskel, der sich zu verkürzen strebt. Wie bei diesem wird durch die Verbindung mit dem Gelenk der geradlinige Zug in eine Drehung verwandelt. Genau wie bei diesem kann die Verbindung so gestaltet sein, daß der Angriff am Gelenk mit gleichbleibendem Hebelarm erfolgt wie der des Seils an der Seiltrommel oder mit wechselndem Hebelarm, wie der der Schubstange an einer Kurbel, worüber wir früher genauer gesprochen haben (§ 5c, Fig. 54). Auch können wir beide Möglichkeiten kombinieren (vgl. unser Modell RHc, Seite 512) und können es weiter sogar so einrichten, daß der Hebel während der Drehung nach einer beliebigen willkürlichen Vorschrift sich verändert. Dazu müssen wir nur der Seiltrommel ein passendes Querschnittprofil geben. Der Profilumriß muß statt einen Kreis um die Drehachse als Mittelpunkt eine Kurve darstellen, welche der Achse bald näher bald ferner verläuft. Nach diesem Prinzip sind beispielsweise die Herzschen „Exzenter-Apparate“ für Heilgymnastik gebaut.

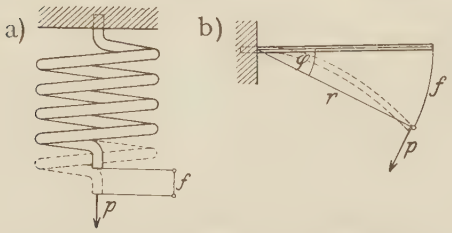


Fig. 53a und b. Ziehende und biegende Angriffsweise einer Feder. p Last (Gegenzug), f Federungsweg, r Hebel, φ Biegungswinkel.

Von allen Federn gilt, wie wir schon sahen, daß sie den Muskel insofern nur unvollkommen ersetzen, als dieser in jeder Stellung mit jeder beliebigen Kraft zu ziehen vermag, während unsre Feder bei einer bestimmten Stellung des Apparats jeweils eine ganz bestimmte und nur diese eine Kraft entwickelt. Welche von den Zugkräften, die der Muskel, als er noch gesund war, auszuüben pflegte, sollen wir von unsrer Feder verlangen? Anders gesagt: sollen wir mit unsrer Feder den stark oder den schwach arbeitenden Muskel ersetzen, da wir den nach Wunsch bald stark, bald schwach ziehenden leider nicht kopieren können? Wir überlegen folgendermaßen: die Kraft der Feder muß mindestens so groß sein, daß sie das Glied bei entspanntem Gegenmuskel sicher und prompt bis in die Endstellung führt, sie darf andrerseits nicht so groß sein, daß der Antagonist, wenn er die Kraft der Feder überwinden will, um das Glied in die entgegen-

gesetzte Stellung zurückzuziehen, dabei sich übermäßig anstrengen muß oder gar trotz größter Anstrengung sich als zu schwach erweist. Etwas mehr als er es früher nötig hatte, wird er sich auf alle Fälle bemühen müssen, da früher der gesunde (jetzt gelähmte) Widerpart im richtigen Moment völlig zu erschlaffen pflegte. Je schwächer jedoch die Feder, um so geringer ist diese Mehrleistung. Andrerseits ist der Umkreis dessen, was das gelähmte Glied zu leisten vermag, um so größer, je mehr wir die Feder dem kräftig arbeitenden Muskel angleichen; schnellste Bewegung, schweres Heben, energisches Festhalten ist nur mittels kräftiger Feder zu erzielen. Zwischen diesen entgegengesetzten Wünschen: möglichste Schonung der Antagonisten einerseits, möglichste Mannigfaltigkeit der Leistungen andrerseits, gilt es den richtigen Mittelweg zu finden.

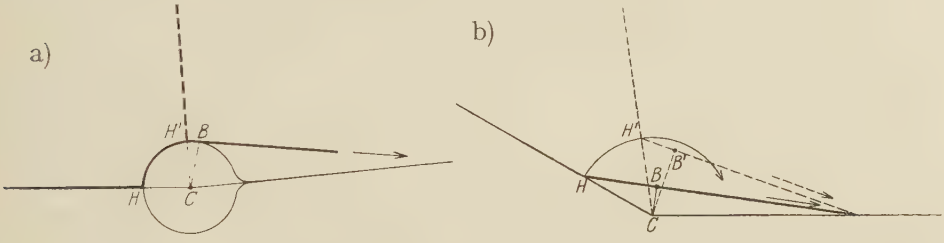


Fig. 54a und b. Angriff mit gleichbleibendem (konstantem) Hebel und Angriff mit wechselndem Hebel. *C* Drehpunkt. *H*, *H'* Angriffspunkte. *CB*, *CB'* Hebel.

Ich bin dabei vielfach so verfahren, daß ich die Patienten selber verschieden starke Federn probieren und die ihnen dienlich scheinende auswählen ließ. Dabei ergab sich als erwünschteste Kraft der Feder stets eine solche, welche nur wenig oberhalb der zum Anheben des Gliedes eben noch genügenden Minimalkraft liegt; beim hängenden Fuß des Peroneusgelähmten eine solche, welche die Fußspitze eben hoch zu halten vermag, bei der hängenden Hand des Radialisgelähmten eine solche, welche gerade hinreicht außer der gelähmten Hand selber auch noch einen leichten Gegenstand, den sie gefaßt hält, emporzuheben. Bei größrer Kraft der Feder wird durch die rasch einsetzende Ermüdung der Gebrauch des Gliedes wesentlich beeinträchtigt. Demnach erscheint es als das richtigste, die Feder gemäß diesem Prinzip der eben noch genügenden Federkraft abzustimmen, wobei man natürlich die individuellen Verhältnisse berücksichtigen muß und wenn die Antagonisten kräftig sind, die Federn etwas stärker wählen kann, als wenn sie, wie so häufig, nur noch mit verminderter Kraft arbeiten (vgl. § 33). Andrerseits wird man, wenn es sich um einen nicht völlig gelähmten, sondern nur paretischen Muskel handelt, die Feder so schwach wählen, daß der Muskel zur Mitarbeit angeregt wird, wie wir das oben besprochen haben (vgl. § 64 g).

Sodann ist folgender Umstand zu beachten. Der Antagonist wie jeder Muskel arbeitet mit verhältnismäßig geringster Ermüdung, wenn er auf seine natürliche Länge oder noch etwas über diese hinaus gestreckt ist, und er vermag um so größere Kraft zu entwickeln, je stärker er gedehnt ist (vgl. § 4c, 7a). Je weiter daher die dem Zug des Antagonisten

entsprechende Drehung des Gelenks über die Mittelstellung, bei welcher die Muskeln natürliche Länge zu haben pflegen (§ 24), hinausgeht und sich derjenigen Endstellung, bei welcher der Antagonist stärker verkürzt ist, nähert, um so weniger ist dieser in der Lage, eine Gegenkraft leicht zu überwinden. Demgemäß sollte unsre Feder im Beginn und bis zur Mitte der Drehung stärker, gegen Ende derselben immer schwächer wirken. Gerade das Umgekehrte aber findet statt, wenn unsre Konstruktion etwa eine Zugfeder einfach an Stelle der gelähmten Muskeln setzt; anfangs, d. h. bei stark gespanntem Antagonisten ist die Feder schwach gedehnt, also wenig wirksam, je mehr der Antagonist sich verkürzt, um so stärker wird die Feder auseinandergezogen, um so kräftiger zieht sie selber. Entsprechendes gilt von allen andern Federarten: je stärker die Biegefeder gebogen wird, um so stärker strebt sie in die Anfangsstellung zurück.

Diesem Phänomen der mit fortschreitender Bewegung zunehmenden Federkraft stehen die meisten bisherigen Konstruktionen, soweit ich sehe, hilflos gegenüber; ihre Brauchbarkeit wird dadurch häufig aufs schwerste geschädigt. Indem nämlich der vom Antagonisten zu überwindende Zug mit fortschreitender Drehung des Gelenks rasch so stark ansteigt, daß die Überwindung gar nicht mehr oder nur unter großem, bald ermüdendem Kraftaufwand möglich ist, wird der für den Patienten wirklich benutzbare Bewegungsausschlag ganz bedeutend verringert, oft so sehr, daß der federnde Apparat kaum mehr als ein starrer leistet und man geradezu von pseudoelastischen Apparaten sprechen kann (vgl. Tabelle 35, S. 442, Nr. 7 und 8).

Zweierlei Wege habe ich brauchbar gefunden, um diesem Übelstand zu begegnen. Der erste ist folgender: wenn der Apparat ein richtiges Gelenk besitzt, so läßt man eine Zugfeder so angreifen, daß der Hebelarm, mit welchem sie wirkt, mit zunehmender Bewegung kleiner wird; dadurch wird das am Gelenk ausgeübte Drehmoment entsprechend vermindert. Daß und warum der Hebel, mit welchem ein Muskel am Gelenk angreift, während der Drehung des Gelenks sich ändern kann, haben wir uns früher klargemacht; für die Zugfeder, welche wir an Stelle des Muskels setzen, gilt das gleiche wie für diesen selbst (vgl. oben und § 5c). Der zweite Weg wird durch folgende Überlegung verständlich. Die Kraft, mit welcher eine Zugfeder zieht — nehmen wir an, es sei eine einfache Zugschraubenfeder (Fig. 53a), doch gilt für die drehend wirkenden Federn Entsprechendes — ist gemäß dem Hookeschen Gesetz annähernd proportional ihrer Drehung. Es sei beispielsweise 100 g die erforderliche Minimalkraft, 10 mm die Strecke, durch welche der Angriffspunkt der Feder am Apparat hindurch bewegt werden muß. Wenn wir nun eine Feder verwenden, bei welcher eine Verlängerung um 1 mm einer Kraftzunahme von 100 g entspricht, so wird diese Feder zu Beginn unsrer Strecke, um den erforderlichen Minimalzug von 100 g zu leisten, um 1 mm gedehnt sein müssen, zu Ende der Strecke wird sie um $1 + 10 = 11$ mm gedehnt sein und jetzt eine Zugkraft von $11 \cdot 100 = 1100$ g entwickeln. Diese muß der Antagonist überwinden, er muß also zuletzt 11 mal so stark arbeiten wie zu Beginn. Verwenden wir dagegen eine Feder, welche so dehnbar ist, daß sie bei einer Dehnung um 1 mm bloß eine Kraft von 1 g entwickelt, so wird diese Feder um die erforderliche

Anfangskraft von 100 g zu leisten, bereits um 100 mm gedehnt sein müssen, die weitere Dehnung aber um noch 10 mm, d. h. bis auf 100 + 10 = 110 mm wird diese Kraft nunmehr auf 110 · 1 = 110 g steigern, der Antagonist wird also gegen Ende der Bewegung nur eine unbedeutende Mehrleistung aufzubringen haben, nämlich 10% der anfänglichen Kraft, während er in dem erst gesetzten Fall 1000% mehr schaffen mußte. Der Kunstgriff, durch welchen wir das erreicht haben, besteht darin, daß wir eine verhältnismäßig leicht dehnbare oder, wie man gewöhnlich sagt, eine „weiche" Feder verwenden, aber in bereits stark gedehntem Zustand, in einer „späten Federstrecke", wie wir uns kurz ausdrücken können.

Dieses einleuchtende Verfahren aber hat selber seine Schwierigkeiten und seine Grenzen. Wir dürfen nämlich auch eine weiche Feder nicht über eine gewisse Länge dehnen, wenn wir nicht die Grenze ihrer „Festigkeit" überschreiten und bleibende Verbiegungen riskieren wollen. Und wir dürfen zweitens die Feder auch deswegen in vielen Fällen nur bis auf eine bestimmte Länge ausziehen, weil der Raum, in welchem unsre Prothese untergebracht werden muß, eng begrenzt und durch die Dimensionen der betreffenden Gliedmaßen unverrückbar festgelegt ist.

Was letztere Schwierigkeit anbelangt, so kann uns ein fernerer Kunstgriff oft nochmals ein Stück weiter helfen: wir wickeln nämlich den Draht bei der Fabrikation unsrer Schraubenfeder so, daß die einzelnen Windungen gegeneinander gepreßt werden. Die Folge ist, daß die einzelnen Windungen der Feder erst dann auseinander weichen und die Feder als Ganzes erst dann sich zu dehnen anfängt, wenn die angreifende Kraft bereits eine gewisse Höhe erreicht hat, genügend, um diese Pressung der Feder in sich, welche wir als Stauchung bezeichnen wollen, zu überwinden; wir können von einer Feder mit verspätetem Dehnbeginn reden. Die Verlängerung der Feder erfolgt nun bei gleichmäßigem Anwachsen der ziehenden Kraft nicht gleichmäßig, sondern allmählich ansteigend und erst von einer gewissen Grenze ab ist die Längenzunahme der Kraftzunahme proportional, die Dehnbarkeit also konstant, und zwar übereinstimmend mit der Dehnbarkeit einer nicht gestauchten Feder von übrigens gleichen Abmessungen. Wir bezeichnen den zur Erreichung dieser Grenze der vollen oder freien Dehnbarkeit benötigten Zug als Freidehnbelastung, die Länge der Feder bei dieser Grenze als Freidehnlänge. Die freie Dehnbarkeit oder Weichheit der Feder ist also von der Stärke der Stauchung und der Verspätung des Dehnbeginns unabhängig. Die Belastungen, welche nötig sind, um eine gestauchte Feder überhaupt zu dehnen und um sie frei zu dehnen, können noch so groß sein, ist einmal die Grenze der Freidehnbarkeit erreicht, dann genügt dasselbe Mehrgewicht wie bei der ungestauchten Feder, um dieselbe erhebliche Verlängerung zu bewirken.

Um zu beurteilen, ob eine Feder passend gewählt ist, wird man sich zunächst von der Größe der zur Bewegung des gelähmten Gliedes erforderlichen Kraft, zweitens von der Größe der durch die Feder tatsächlich entwickelten Kraft Rechenschaft geben. Wenn beide gemäß dem oben auseinandergesetzten Prinzip der eben noch genügenden Federkraft zueinander stimmen, so bezeichnen wir die Feder als wohl abgepaßt.

Diese Untersuchung ist für jede mögliche Stellung des Gliedes und des Apparates anzustellen. Zeigt sich die Federung für alle Stellungen gleichmäßig abgepaßt, d. h. mutet sie dem verkürzten Antagonisten nicht wesentlich mehr oder womöglich weniger Anstrengung zu als dem gedehnten, so nennen wir sie ausgeglichen. Zweitens wird man feststellen, ob und inwieweit die Beanspruchung der Feder innerhalb der physikalisch zulässigen Grenzen bleibt und ihre Festigkeit den ihr zugemuteten Belastungen genügt und wie groß demgemäß die „Sicherheit" der Konstruktion ist.

Man wird sich von diesen Verhältnissen entweder durch Rechnung oder durch Versuch, noch besser durch beides: durch Rechnung beim Entwurf, durch messende Versuche nach der Ausführung überzeugen. Es wird die Hauptaufgabe der nächsten Paragraphen sein, klarzulegen, wie diese Berechnungen und Versuche anzustellen sind.

Oft wird man, auch wenn man besten Federstahl verwendet, das Material bis an die äußerste Grenze beanspruchen müssen, überhaupt nicht sowohl die Feder für den Apparat aussuchen, als vielmehr den Apparat der technisch möglichen Feder anpassen müssen. Die Feder ist der wichtigste, aber auch der schwierigste Bestandteil, sie ist die Seele des Apparates und das Kreuz des Konstrukteurs. Dahin wenigstens geht meine Erfahrung. Andern allerdings hat, wie mir scheint, dies Problem weniger Kopfzerbrechen gekostet. Glücklicher als ich erledigt ein Autor die Frage der zu seinem Apparat gehörigen Feder mit der Bemerkung, daß jeder Klempner eine solche für einige Pfennige aus Stahldraht wickeln könne. Als Ergebnis solcher naiven Technik sehen wir dann freilich jene mangelhaft federnden Apparate, welche wir oben als pseudoelastische bezeichneten. Eine stählerne Feder oder ein Gummiband machen eben noch keinen wirklichen elastischen Apparat; es kommt alles auf das Wie der Konstruktion an.

Darüber, wie weit es bei unsern neuen Modellen gelungen ist, den obigen Anforderungen Rechnung zu tragen, berichten die Tabellen 34 bis 37, S. 436 ff. nebst Kurvenzeichnungen Fig. 80, sowie die Übersichtstabelle des § 76 und die Berechnungen der §§ 89 bis 95, 124, 125.

Wir haben im vorstehenden immer davon gesprochen, daß die Feder zieht, biegt oder drillt, kurz, daß sie den Apparat oder das Leibesglied bewegt, es aktiv angreift. Wir können aber mit dem gleichen Recht sagen, daß sie vom Apparat oder vom Leibesglied und den in ihm tätigen antagonistischen Muskeln angegriffen, gezogen, gebogen, gedrillt wird. Der Kraft, die die Feder ausübt, entspricht jederzeit eine Gegenkraft von genau gleicher Größe wiewohl umgekehrtem Vorzeichen. Die erstere Auffassung, welche die Feder als tätig denkt, liegt dem Orthopäden näher, der die Feder an Stelle des gelähmten Muskels zu wirken beauftragt, die letztere Auffassung entspricht besser der mechanistischen Denkweise der heutigen Physik und Technik. Sie liegt zugrunde, wenn der Techniker von der Grenze spricht, bis zu der die Feder belastet, bis zu der sie auf Zug oder Biegung oder Drillung beansprucht werden darf. Doch klingt die biologische Anschauungsweise auch beim Techniker durch, wenn er statt von zulässiger Beanspruchung von zulässiger Anstrengung redet, wobei auch ihm offenbar das Bild des tätigen Muskels vorschwebt (C. Bach).

§ 67. Orthopädisch wichtige Federarten.

Die Bedeutung der Federung für viele unserer Prothesen ist so groß, daß man geradezu sagen kann, die Leistungsfähigkeit und Brauchbarkeit des Apparates ist bestimmt durch die Güte und Zweckmäßigkeit der Sprungfeder, und jede neue Art von Feder eröffnet der Kunst des Prothesenbaues neue Möglichkeiten. Hier werden Technik und Techniker — ich meine die wahren Techniker im Gegensatz zu uns nur nebenbei technisch tätigen Ärzten — der Orthopäde noch manchen Dienst lernen können. Einstweilen habe ich versucht, mit den bescheidenen Hilfsmitteln einer Schlosserwerkstatt und einer Leitspindeldrehbank voranzukommen.

Mein Ziel war dabei, Federn zu finden, welche gemäß den im vorigen Abschnitt auseinandergesetzten Gesichtspunkten Nachgiebigkeit (Weichheit) mit Festigkeit und hoher Beanspruchbarkeit (über Zusammenhang und Unterschied dieser beiden Eigenschaften vgl. später § 69) vereinigen und welche dadurch zur Herstellung ausgeglichener Federungen geeignet sind, und ferner solche Federn, welche in der besprochenen Weise als unechte Gelenke verwendet werden können. Für diesen Zweck ist es wesentlich, daß die Feder nahe an das anatomische Gelenk herangebracht werden kann, und dazu hilft, wenn sie wenigstens in einer Richtung flach ist, wenig aufträgt, wie der Handwerker sagt, und zwar in der Richtung ihrer Biegungsachse, falls wir sie neben das Gelenk verlegen wollen (Fig. 50c), in der Richtung senkrecht dazu, falls wir sie über oder unter dem Gelenk anbringen wollen (Fig. 50g, h). Außerdem kann es erwünscht sein, daß sie in der zur Biegungsrichtung senkrechten Ebene möglichst stabil sei.

Ich will in folgendem eine kurze Übersicht über sämtliche von mir als für die Technik der Lähmungsprothesen wichtig und zweckmäßig erkannten Federarten geben und in diesem Rahmen gleichzeitig die auf Grund obiger Überlegungen neu eingeführten Federungen besprechen. Die beigefügten Bilder wichtiger Federungen mögen die Beschreibung veranschaulichen (Fig. 55 bis 57 und 64 bis 73, S. 392).

Im allgemeinen können wir ein federndes Gebilde in dreierlei wesentlich verschiedener Weise beanspruchen: erstens auf Zug oder Druck, zweitens auf Biegung, drittens auf Drillung (Torsion), und danach unterscheiden: Zug- oder Druckfedern, Biegefedern, Drillfedern.

Das einfachste in der Technik gebräuchliche federnde Gebilde ist der Stab aus rundem Draht. Auf Zug oder Druck beansprucht ist seine Weichheit zu gering, als daß er für die Zwecke der Orthopädie in Betracht käme, auch als Drillfeder ist er aus diesem Grunde nicht geeignet. Dagegen kommt er gelegentlich als Biegefeder zur Verwendung. Je dünner wir dabei den Draht wählen, um so weicher (biegsamer) wird er, um so stärker dürfen wir ihn durchbiegen, ohne die Festigkeitsgrenze zu überschreiten, um so geringer aber ist die Last, die wir ihm zumuten dürfen. Um Weichheit und Festigkeit zu vereinigen, müssen wir viele einzelne Drähte nebeneinander anordnen, was natürlich nur in beschränktem Maße möglich ist (vgl. Fig. 64).

Weiter kommen wir schon, wenn wir als Biegefeder statt eines runden Stabes einen solchen von rechteckigem Querschnitt wählen und dabei die

Querschnittsbreite groß, die Querschnittshöhe gering machen. Damit gelangen wir zu dem federnden Blechstreifen oder der Blattfeder. Sie federt im Gegensatz zum Draht wesentlich nur in einer Richtung, nämlich senkrecht zur Querschnittsbreite. Je dünner das Blech, um so größer die zulässige Durchbiegung. Um gleichzeitig Festigkeit zu erzielen, machen wir die Feder breit, oder, da das natürlich seine Grenzen hat, helfen wir uns dadurch, daß wir mehrere Federn übereinander legen und sie zu einem Blattfederwerk verbinden. Da der gefährdete Querschnitt der Feder, in welchem bei Überbeanspruchung Verbiegung oder Bruch erfolgt, an der Einspannstelle liegt, so genügt es, daß wir der Feder dort eine breite Basis geben, während wir sie nach dem freien Ende zu gleichmäßig verschmälern dürfen. So erhalten wir die sogenannte Dreieckfeder. Indem wir ihre Federfläche in einzelne Streifen auflösen und diese übereinander legen, erhalten wir ein gleichmäßig abgestuftes Blattfederwerk. Derartige zusammengesetzte Federn finden bekanntlich bei Fahrzeugen aller Art Verwendung. Es ist zu beachten, daß beim Arbeiten des Blattfederwerks die Blätter sich aneinander verschieben müssen, und daß, wenn diese Verschiebung etwa durch Rost behindert ist, die Wirkung der Feder sehr beeinträchtigt werden kann (vgl. Fig. 69 bis 72).

Die meist verwendete Feder in der Orthopädie wie in der sonstigen Technik ist die gewöhnliche Schraubenfeder (weniger zweckmäßig Spiralfeder genannt), deren Windungen, meist aus rundem Draht gewickelt, den Gängen einer Schraubenlinie entsprechen. Als Achse der Feder bezeichnen wir die Verbindungslinie der Mittelpunkte der einzelnen Windungen. Diese vielseitige Feder kann nach allen drei Arten beansprucht und mit Vorteil verwendet werden. Die gewöhnliche Art ist die Beanspruchung durch einen in der Richtung der Federachse angreifenden Zug oder Druck. Wir sprechen dann von Zug- oder Druck-Schraubenfeder. Zweitens kann die Kraft tangential zur Federachse und dem um sie herumgelegten Windungskreis (und damit in der Richtung eines Drahtelements) angreifen. Die Feder wird dadurch auf- oder zugedrillt: Drill-Schraubenfeder. Drittens kann die Kraft senkrecht zur Federachse angreifen. Die Feder wird dann wie eine Blattfeder durchgebogen: Biege-Schraubenfeder. Man vgl. die Fig. 65 A, B, D.

Um Mißverständnissen vorzubeugen, sei bemerkt, daß von der Beanspruchung unserer Federn als Ganzes durchaus zu unterscheiden ist die Art, wie ein isoliertes kurzes Drahtstückchen oder genauer gesagt, wie der einzelne Drahtquerschnitt beansprucht wird, nämlich bei der Zug- und Druck-Schraubenfeder auf Drillung (= Torsion oder Drehung; sie wird daher mit andern Federarten auch als Drehungsfeder bezeichnet), bei der Drill-Schraubenfeder auf Biegung (Biegungsfeder), bei der Biege-Schraubenfeder im einen Teil jeder Windung auf Drillung, im andern auf Biegung. Abermals etwas andres ist die Beanspruchung des einzelnen Querschnittselements, d. h. des Molekulargefüges innerhalb des kleinen Drahtstückchens. Dieses wird auf Schub beansprucht, wenn das Drahtstückchen gedrillt wird, auf Druck und Zug, wenn es gebogen wird.

Bei allen drei Arten der Schraubenfeder können wir die erwünschte Festigkeit durch Wahl eines genügend dicken Drahtes herstellen, die

Weichheit dadurch, daß wir ihn weit genug winden, außerdem bei der Zug- und Drill-Schraubenfeder dadurch, daß wir die Zahl der Windungen und damit die Länge der Feder groß machen. Verlängerung der Feder bewirkt auch bei der Biege-Schraubenfeder ebenso wie bei den zuvor besprochenen Biegefedern vermehrte Weichheit, beeinflußt aber gleichzeitig die Festigkeit in ungünstigem Sinn, wie aus den Formeln der Tabelle 33, S. 434 des genaueren zu entnehmen ist. Im übrigen findet gerade die Länge der Feder an den für den Apparat zulässigen Maßen meist rasch ihre Grenze.

Die Biege-Schraubenfeder ist auch als Gelenk verwendbar und ist als solches an gewissen Stellen der Blattfeder wegen ihrer geringen Breite vorzuziehen. Sie ist als solches in unserm Handgelenk-Streckapparat Modell RHb (Fig. 50c, 96) und in unserm Streckfingerling (Fig. 190) benutzt; sonst aber ist sie in dieser Weise, soviel ich sehe, in der Orthopädie noch nicht und auch in der Technik wohl nur selten verwendet worden. Betrachten wir sie daher etwas genauer. Wir spannen sie zu diesem Zweck mit dem einen Ende ein, während das andre Ende wagerecht absteht, und hängen an dieses ein Gewicht an. Dann sehen wir, daß die oberen Bogen der einzelnen Windungen sich voneinander entfernen, während die untern sich einander nähern. Diese Näherung bleibt aus, wenn wir die Feder dicht gewunden haben, d. h. so, daß von vornherein Windung an Windung anliegt. Es findet dann bloß ein Auseinanderklappen der Halbbögen statt, die höchsten Punkte der Windungen weichen am weitesten voneinander, die tiefsten bleiben nach wie vor in Berührung.

Nun können wir bei der Biege-Schraubenfeder, ebenso wie übrigens bei der Zug-Schraubenfeder, durch Pressung (Stauchung) der Windungen den Anfangspunkt verspäten, wie wir das im vorigen Paragraphen besprachen. Wir sehen dann, daß die einzelnen Windungen nicht gleichzeitig aufklappen, sondern zuerst die am eingespannten Ende. Mit wachsendem Gewicht pflanzt sich das Aufklappen von Windung zu Windung nach dem freien Ende zu fort, eine leicht verständliche Erscheinung, da ja das von dem Gewicht auf die einzelnen Windungen ausgeübte Drehmoment, welches das Aufklappen veranlaßt, dem wirksamen Hebelarm, d. h. der Entfernung der Windung vom Angriffspunkt der Last, proportional ist. Je näher eine Windung dem freien Ende ist, um so kürzer ist der Hebelarm, um so größer das Gewicht, das erforderlich ist, um das zur Überwindung der Stauchung nötige Drehmoment zu erzeugen, gleiche Stauchung aller Windungen vorausgesetzt. Allerdings könnten wir die verschiedenen Windungen auch ungleich stauchen und es dabei so einrichten, daß die Verschiedenheit in der Länge des wirksamen Hebelarms durch die Verschiedenheit der Stauchung dermaßen ausgeglichen würde, daß sämtliche Windungen gleichzeitig aufklappen würden. Dann könnten wir den idealen Fall verwirklichen, daß die Feder bis zu einem gewissen kritischen Gewicht überhaupt nicht, dann aber sofort mit größter Nachgiebigkeit (Weichheit) reagiert. Doch ist mir dies einstweilen nur sehr unvollkommen gelungen. Bei der Zug-Schraubenfeder dagegen ist dieser ideale Fall der normale: bei gleichmäßiger Stauchung gehen alle Windungen im selben Moment auf.

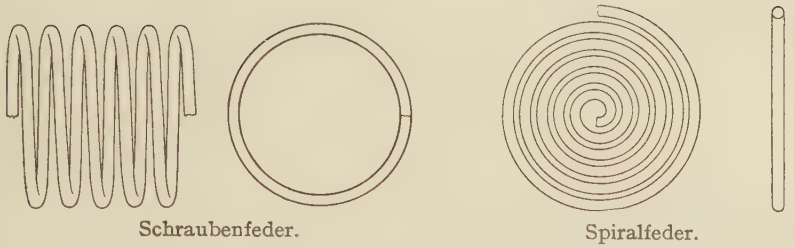
Der Schraubenfeder nahe verwandt ist die Spiralfeder; sie unterscheidet sich von ihr dadurch, daß die Größe jeder einzelnen Windung eine andre ist, der Windungsdurchmesser gleichmäßig zu- oder abnimmt, während bei der Schraubenfeder jede Windung der andern gleich ist. Die Form der Spirale ist uns allen vom Schneckenhaus her bekannt, die Spiralfeder noch besonders von der Uhrentechnik her, wo sie als Unruhe oder als Triebfeder Verwendung findet. Sämtliche Windungen der Spiralfeder können in einer Ebene liegen oder aber eine über der andern sich erheben. In letzterem Fall sprechen wir von einer Kegelfeder. Auch bei den Schneckenhäusern unterscheiden wir bekanntlich solche mit flachen und solche mit steigenden Windungen.

Statt aus einem Draht können wir die Spiralfeder aus einem Blechstreifen wickeln. Die eben genannten Federarten der Uhrentechnik stellen solche aufgerollte Stahlbandstreifen dar (vgl. Fig. 55, 73).

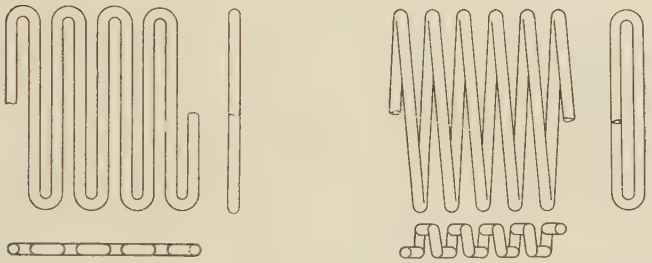
Als der Schraubenfeder gleichfalls nahe verwandt, aber nach einer andern Richtung wie die Spiralfeder von ihr abweichend stellt sich die Serpentinfeder dar. Bei ihr wird der Draht statt in runden Windungen wie bei der Schrauben- und Spiralfeder vielmehr in geraden Hin- und Hergängen, in Zickzackwegen oder Serpentinen geführt; alle einzelnen Serpentinen sind einander gleich. Die Serpentinfeder ist sonst in keiner Beziehung der Schraubenfeder ebenbürtig, hat aber einen Vorzug vor ihr voraus: ihre Flachheit. Sie ist lang und breit, hat aber sozusagen keine Dicke und gleicht daher in ihrer Gesamtform einem Band. Dadurch vermag sich diese, von Heusner in die Orthopädie eingeführte Feder dem menschlichen Körper innig anzuschmiegen, sie trägt wenig auf und ähnelt in dieser Beziehung dem federnden Blechstreifen, der Blattfeder.

Wir konnten den Blechstreifen gleich einem Bande aufrollen und erhielten dann die Spiralfeder der Uhrentechnik. Wir können ebenso das von der Serpentine gebildete Band rollen und haben dann die gerollte Serpentinfeder. Wir können ferner die Serpentine und besonders die leicht gerollte, etwa zum halben Kreisbogen geformte Serpentine ebenso wie die gewöhnliche Blattfeder gleichzeitig als Feder und als orthopädisches Gelenk benutzen. Ja sie ist der Blattfeder in dieser Beziehung deshalb vorzuziehen, weil wir bei gleicher Weichheit den Draht verhältnismäßig dick wählen können und weil hier weniger Gefahr besteht, daß wie beim Blattfederwerk die Wirksamkeit durch Rosten des Stahls beeinträchtigt wird. Diese Verwendung aber wird dadurch schwierig, daß sie nicht wie die Blattfeder wesentlich bloß nach einer Richtung sich biegt, sondern nach allen Seiten nachgibt, insbesondere auch der Drillung ausgesetzt ist und somit der nötigen Stabilität in den nicht gewünschten Bewegungsrichtungen ermangelt.

Diesem Übelstand helfen wir nun ab und verbinden die Vorzüge beider Federarten, indem wir beide zusammenspannen, und zwar so, daß wir die Gänge der Serpentinfeder mit einer Blattfeder durchflechten. Diese kombinierte Serpentin- und Blattfeder hat mir wertvolle Dienste geleistet (vgl. Fig. 56). Neuerdings habe ich jedoch die Benutzung der Serpentinfeder aufgegeben, weil ich auf eine weitere Federart gekommen bin, welche denselben Zweck in noch wesentlich vollkommenerer Weise erfüllt.

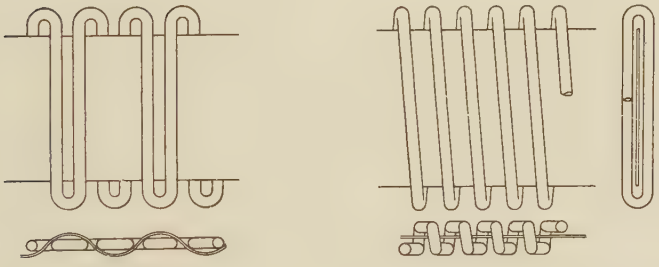


Schraubenfeder. Spiralfeder.



Serpentinfeder. Flachwickelfeder.

Fig. 55. Die vier Hauptarten der aus Draht gewickelten Federn.



Serpentin-Blattfeder. Flachwickel-Blattfeder.

Fig. 56. Kombinierte Federn.

Gerollte Blattfeder (Uhrmacher-Spiralfeder). Gerollte Flachwickelfeder. Gerollte Flachwickel-Blattfeder.

Fig. 57. Gerollte Federn.

Die neue Federart leitet sich von der Flachwickelfeder ab. Als Flachwickelfeder bezeichne ich eine Feder, die dadurch entstanden gedacht werden kann, daß wir einen Draht um einen flachen Stab wickeln, während wir die Schraubenfeder, welche ihr nächst verwandt ist, dadurch herstellen, daß wir den Draht auf einen runden Stab aufwickeln, weshalb wir die Schraubenfeder auch als Rundwickelfeder bezeichnen könnten. Auch können wir uns die Flachwickelfeder aus der Rundwickelfeder dadurch hergestellt denken, daß wir diese platt pressen. Dadurch erhält sie nun insofern Ähnlichkeit mit der Serpentinfeder, als sie jetzt gleichfalls Flächen und Kanten aufweist und als Ganzes einem Band ähnlich sieht. Auch dieses Band können wir aufrollen und erhalten dann die gerollte Flachwickelfeder.

Allerdings ist die Flachwickelfeder nicht ganz so flach und bandartig wie die Serpentinfeder, da sie ja zwei übereinander liegende flache Drahtschichten mit einem flachen Hohlraum dazwischen besitzt. Dafür aber hat sie den Vorzug, daß sie bei gleicher Federlänge eine weit größere Zahl von Windungen zuläßt und daher viel weicher gemacht werden kann als eine Serpentinfeder von entsprechenden äußeren Abmessungen. Ein weiterer Vorzug ist daß, wenn wir die neue Feder, um sie gegen unerwünschte Drillung zu sichern, wieder mit einer Blattfeder kombinieren, diese in dem Hohlraum einen sehr guten Platz findet, in welchem sie ungehindert und reibungsfrei arbeiten kann. Diese kombinierte Flachwickel-Blattfeder können wir dann noch rollen und erhalten so die gerollte Flachwickel-Blattfeder, welche ich neuerdings mit großem Vorteil an Fingerstreckapparaten als Biegefeder und zugleich als unechtes Gelenk verwendet habe. Die Flachwickelfeder wird dabei über die Fläche gebogen. Es besteht die Möglichkeit, sie ebenso wie die Serpentinfeder über die Kante zu biegen; natürlich darf sie dann weder gerollt noch mit einer Blattfeder kombiniert werden (vgl. Fig. 56, 57, 50 g, h).

§ 68. Federformeln.

a) Wir wollen nun unsre bisherigen Betrachtungen über die Eigenschaften der verschiedenen Federn in mathematische Formeln kleiden und ihnen dadurch die für die rechnerische Ermittlung der jeweils zweckmäßigsten Federung erforderliche Genauigkeit geben. Zu diesem Zwecke stellen wir die beiden wichtigsten Eigenschaften, die Nachgiebigkeit und die Festigkeit, als Funktionen der Abmessungen und der Materialbeschaffenheit der Federn dar. Das Endergebnis unsrer Überlegungen ist in den Tabellen 32 und 33, Seite 431 ff., aufgezeichnet.

Als Maß der Nachgiebigkeit (Weichheit) benutzen wir den relativen Federungsweg $\frac{f}{p}$, d. h. den Weg f, welchen das Ende der Feder, an welchem wir angreifen, unter diesem Angriff zurücklegt, dividiert durch die Kraft (Last) p, mit welcher wir angreifen, bei Biege- und Drillfedern auch den relativen Federungswinkel $\frac{\varphi}{m}$, d. h. den Winkel φ, welchen der angreifende Hebel r beschreibt, dividiert durch das Drehmoment m, mit welchem wir

angreifen (Fig. 58). Zwischen beiden Maßen bestehen die grundlegenden Beziehungen:

$$f = r\,\varphi \quad \text{und} \quad m = r\,p\,,$$

mithin

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{f}{p}\,\frac{1}{r^2}\,,$$

wie aus der Fig. 58b sowie aus der Definition des Drehmoments (vgl. erste Hälfte § 5b) leicht zu entnehmen ist. Der Winkel ist dabei durch die Länge seines Bogens vom Halbmesser 1 gemessen.

Es ist selbstverständlich, sei aber doch noch ausdrücklich gesagt, daß wir bei unsrer Überlegung, indem wir den relativen Federungsweg als Maß der Weichheit ansprechen, von der Annahme ausgehen, der Federungsweg sei stets der Belastung proportional, also $\frac{f}{p}$ für jede Feder eine konstante Größe, einerlei ob die Feder stark oder schwach beansprucht wird. Diese Annahme entspricht dem Hookeschen Gesetz, nach welchem jede Längenänderung der sie veranlassenden Kraft proportional ist. Da wir die Länge des Hebels r als konstant ansehen, so ist auch der relative Federungswinkel $\frac{\varphi}{m}$ für den ganzen Ausschlagsbereich ein und derselbe. Das Hookesche Gesetz trifft für unser wichtigstes Material, den Stahl, ziemlich genau zu.

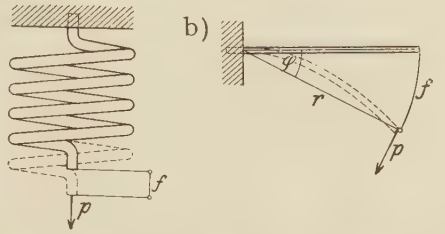


Fig. 58a und b. Ziehende und biegende Angriffsweise einer Feder. p Last (Gegenzug), f Federungsweg, r Hebel, φ Biegungswinkel.

(Als spezifischen Federungsweg können wir denjenigen Weg bezeichnen, den der Angriffspunkt einer Feder von der Drahtlänge $\mathfrak{L} = 1$ unter der Einwirkung der Kraft 1 zurücklegt, d. h. den Weg dividiert durch das Produkt aus Drahtlänge und Last: $\frac{f}{p\,\mathfrak{L}}$. Entsprechend bezeichnen wir den Ausdruck $\frac{\varphi}{p\,\mathfrak{L}}$ als spezifischen Federungswinkel.)

Als Maß für die „reziproke Weichheit" benutzen wir die Quotienten $\frac{p}{f}$ und $\frac{m}{\varphi}$.

Als Maß der Beanspruchbarkeit verwenden wir die zulässige Last $p^\dagger$, d. h. die Last, die wir der Feder aufbürden dürfen, ohne daß sie Schaden leidet, d. h. dauernd verbogen wird, oder auch den zulässigen Federungsweg $f^\dagger$ oder bei Biege- und Drillfedern das zulässige Drehmoment $m^\dagger$ oder den zulässigen Federungswinkel $\varphi^\dagger$ bzw. $\varphi^\dagger$. Zwischen diesen Größen bestehen die Beziehungen:

$$f^\dagger = p^\dagger\,\frac{f}{p}\,,$$

$$m^\dagger = p^\dagger\,r\,,$$

$$\varphi^\dagger = m^\dagger\,\frac{\varphi}{m} = p^\dagger\,\frac{f}{r\,p}\,.$$

Dabei haben wir die Winkel $\hat{\varphi}$ und $\hat{\varphi}^\dagger$ in Bogenmaß ausgedrückt. Durch Multiplikation mit $\frac{180}{\pi} =$ etwa 57 bekommen wir sie in Winkelgraden gemessen. Früherer Festsetzung gemäß (§ 5g) haben wir die in Bogenmaß gerechneten Winkel durch einen über das Winkelzeichen gesetzten Bogen kenntlich gemacht, der bei den in Graden gemessenen Winkeln wegbleibt. Wir schreiben also:

$$\varphi = \frac{180}{\pi}\hat{\varphi} = \text{etwa } 57\,\hat{\varphi}\,,$$

$$\varphi^\dagger = \text{etwa } 57\,\hat{\varphi}^\dagger\,.$$

Wir fassen sämtliche vorstehenden Gleichungen unter dem Namen der Umrechnungsformeln zusammen.

Die physikalische Beschaffenheit der Federn, soweit sie für uns von Wichtigkeit ist, erfassen wir mit Hilfe von vier physikalischen Konstanten, welche sind: das Elastizitätsmaß oder der Elastizitätsmodul E, das Schubelastizitätsmaß oder Gleitmaß G, die zulässigen Spannungen für Biegung und für Drehung k_b und k_d. Wenn die Federn aus bestem Federstahl hergestellt sind, dürfen für die physikalischen Konstanten folgende Zahlenwerte gesetzt werden:

$$E = 2200 \cdot 10^6 \text{ g/qcm},$$
$$G = 800 \cdot 10^6 \text{ g/qcm},$$
$$k_b = 5 \cdot 10^6 \text{ g/qcm},$$
$$k_d = 4 \cdot 10^6 \text{ g/qcm},$$

Vgl. „Hütte", 22. Aufl. 1915, I, S. 487, 597 Anm., 504; F. Kohlrausch, Lehrbuch der prakt. Physik, 11. Aufl. 1910, Tab. 20.

Als fünfte physikalische Konstante gesellt sich zu den eben aufgezählten vieren bei der gestauchten Feder noch ein Koeffizient hinzu, welcher über den Grad der Stauchung Auskunft gibt (Koeffizient η, vgl. später Abschnitt k).

Zu diesen physikalischen Konstanten treten dann die geometrischen Eigenschaften hinzu, vor allem, falls es sich wie zumeist um aus rundem Draht gefertigte Federn handelt, der Drahtdurchmesser d, die Drahtlänge $\mathfrak{L}$ und die Form, in welcher wir den Draht gebogen haben. Schließlich kommt es noch auf die Art an, wie wir die Feder einspannen, und wie sie demgemäß im Apparat angreift und selber angegriffen und beansprucht wird. Und nun ist die Aufgabe, Formeln anzugeben, welche die zuvor genannten Ausdrücke für die Weichheit und Beanspruchbarkeit der Feder darstellen als Funktionen dieser physikalischen und geometrischen Eigenschaften.

b) Die Lösung dieser Aufgabe hatte ich mir anfangs sehr einfach vorgestellt, indem ich annahm, daß ich alle benötigten Formeln in der technischen Literatur vorfinden würde. Ich mußte mich bald überzeugen, daß das nicht der Fall war, wenigstens nicht in der mir in Straßburg zugänglichen Literatur. Nur für die allerdings sehr wichtige Zug-Schraubenfeder, die einzige für uns in Betracht kommende Feder mit ziehender Angriffs-

weise, konnte ich die erforderlichen beiden Hauptformeln ohne weiteres den technischen Handbüchern entnehmen. Für die vielerlei Federn mit biegender Angriffsweise, welche wir brauchen, sah ich mich darauf angewiesen, eigene Überlegungen und Versuche anzustellen.

Die Ursache, warum die in der Technik bisher üblichen Formeln für die Orthopädie nicht ausreichen, ist offenbar die, daß die Technik im allgemeinen, wenn sie Federn nötig hat, nicht in Raum und Formgebung so beschränkt ist wie die Orthopädie und nicht wie diese das Äußerste aus Federn von gegebenen knappen Abmessungen herauszuholen genötigt ist. So sieht sich die Orthopädie häufig veranlaßt, ihren Federn sehr weitgehende Biegungen zuzumuten — bei unsern Fingerstreckapparaten bis zu einem Winkel von etwa 360° —, während die Technik meist mit verhältnismäßig geringen Formänderungen ihrer Federn auskommt. Daher greift die Orthopädie zu Federformen und zu Verwendungsweisen der Federn, welche in der Technik deshalb nicht benutzt werden, weil man dort auf wenige, rein technisch betrachtet besonders vorteilhafte Arten und Anwendungen sich beschränken kann.

So stand ich vor der ersten Schwierigkeit, daß ich für viele der von mir als für unsre Zwecke vorteilhaft erkannten Federungen in der technischen Literatur keine Formeln vorfand. Mehr noch: ich mußte einsehen, daß selbst mit der Ableitung einiger neuer Formeln für diese oder jene Feder die gestellte Aufgabe eigentlich nicht gelöst war, daß es vielmehr galt, wenigstens für die besonders wichtige Gruppe der aus Draht hergestellten Biege- und Drillfedern ein umfassenderes Problem zu lösen. Diese Federn nämlich werden bereits jetzt von uns in so vielgestaltiger Weise gebaut und eingebaut, daß es recht umständlich wäre, für jede Abart eine eigene Formel zu entwickeln und zu buchen, vor allem aber sind außer den bisher verwendeten noch unzählige andre Formgebungen denkbar, und der Konstrukteur steht immer wieder aufs neue vor der Überlegung, ob er die einzelnen Gänge seiner Drahtfeder nicht noch anders anordnen soll.

Aus dieser fast unbegrenzten Möglichkeit und Freiheit im Aufbau der Federn erwächst die Forderung nach einer gleichen Beweglichkeit der zur Berechnung verwendeten Formeln, d. h. nach Formeln, welche nicht die einzelne Feder, sondern die Federgattung, das im einzelnen Federelement sich verwirklichende Prinzip erfassen, und nach einem System von Formeln, welches für möglichst vielerlei Kombinationen von Federelementen jeweils die zugehörige individuelle Formel im Bedarfsfall aufzustellen gestattet. So kam ich dazu, das System von Formeln zu entwickeln, welches die Tabellen 32 und 33, S. 431 f. zeigen. Selbstverständlich handelt es sich bei dieser Entwicklung zumeist nur um Umformungen längst vorhandener Formeln und um ihre Anpassung an unsre besondern Bedürfnisse.

Damit aber ergab sich eine zweite Schwierigkeit. Die vorhandenen Formeln sind unter der Voraussetzung errechnet und erprobt, daß die Durchbiegungen der Feder verhältnismäßig gering sind, so gering, daß der Abstand des Angriffspunktes vom Einspannort sich nicht wesentlich ändert und die Angriffsrichtung annähernd dieselbe, der wirksame Hebel

also konstant bleibt. Diese Voraussetzungen treffen bei weitgehenden Biegungen nicht mehr zu (vgl. unsre Fig. 58b, 59, 60, nebst den Bemerkungen dazu im nächsten Abschnitt, ferner „Hütte" I, 22. Aufl., 1915, S. 532 und C. Bach, Elastizität und Festigkeit, 6. Auflage 1911, S. 199).

Um auf theoretischem Wege zu Formeln zu gelangen, welche den durch starke Biegungen und Drehungen bedingten weitgehenden Formänderungen der Feder Rechnung tragen, bedürfte es eingehender mathematischer Überlegungen, zu welchen mir Zeit und Beruf fehlte. Andrerseits erschien es mir nicht zulässig, ohne weiteres anzunehmen, daß die unter den besagten einfachen Verhältnissen und Voraussetzungen ausreichenden Formeln auch für unsre so viel weiter gehenden Beanspruchungen gültig seien. So begab ich mich auf den Weg des Experiments und hatte das Glück zu finden, daß innerhalb des für unsre Zwecke benötigten Umkreises die bisherigen Formeln und die aus ihnen von mir abgeleiteten Formeln noch als genügend genau und zutreffend betrachtet werden dürfen. Tabelle 35 S. 437f. zusammen mit den Versuchsbeschreibungen des § 71 gibt Auskunft über diese Untersuchungen (vgl. auch die Schlußbemerkungen der §§ 94, 92, 93). Nach wie vor bleibt natürlich eine gründliche theoretische Erforschung und eine weit umfassendere Durchexperimentierung des ganzen Gebiets, als ich sie leisten konnte, ein dringender Wunsch.

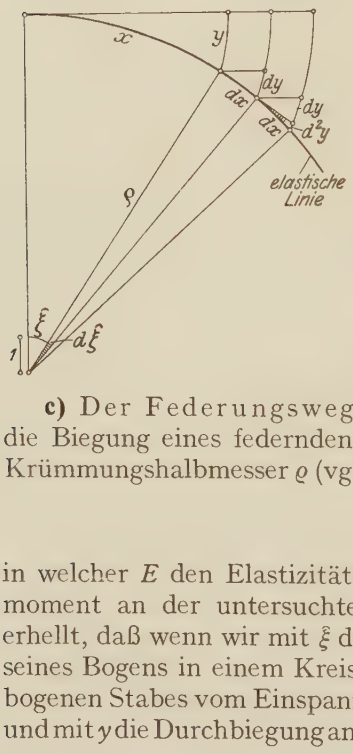


Fig. 59. Ableitung der Gleichung der elastischen Linie, zu welcher der federnde Stab gebogen ist. x Länge des Stabs vom Einspannort ab, ϱ Krümmungshalbmesser, ξ Krümmungswinkel in Bogenmaß gemessen, y Durchbiegung. Die beiden gestrichelten Winkel sind einander gleich (d. h. beide $d\xi$), weil ihre Schenkel sich unter gleichen Winkeln schneiden. Die Schenkel jedes gestrichelten Winkels sind außerdem unter sich gleich lang oder werden es, wenn $d\xi$ unendlich klein wird. Die drei zugehörigen Dreiecke sind also ähnlich und es gilt:

$$\frac{d\xi}{1} = \frac{dx}{\varrho} = \frac{d^2y}{dx}, \quad \text{also} \quad \frac{1}{\varrho} = \frac{d\xi}{dx} = \frac{d^2y}{dx^2}.$$

Vgl. auch die bekannte Gleichung des Krümmungskreises, „Hütte" I, 22. Aufl., S. 93.

c) Der Federungsweg. 1. Die theoretischen Untersuchungen über die Biegung eines federnden Stabs führen zu der Grundgleichung für den Krümmungshalbmesser ϱ (vgl. „Hütte" I, 1915, S. 532, Bach, 1911, S. 198f.):

$$\frac{1}{\varrho} = \frac{m}{EJ},$$

in welcher E den Elastizitätsmodul, m das Drehmoment, J das Trägheitsmoment an der untersuchten Stelle des Stabes bezeichnet. Aus Fig. 59 erhellt, daß wenn wir mit ξ den Krümmungswinkel oder vielmehr die Länge seines Bogens in einem Kreise vom Halbmesser 1, mit x die Länge des gebogenen Stabes vom Einspannort bis zu der ins Auge gefaßten Biegungsstelle und mit y die Durchbiegung an dieser Stelle bezeichnen, die Gleichungen gelten:

$$\frac{1}{\varrho} = \frac{d\xi}{dx} = \frac{d^2y}{dx^2} = \frac{m}{EJ}.$$

Die Längen x und y stellen dabei die Koordinaten der sogenannten elastischen Linie unsres Stabes dar. Mittelpunkt unsres Koordinatennetzes ist der Einspannort. Die Ordinaten y sind als Kreisbögen um den Einspannort als Zentrum geschlagen. Es ist klar, daß diese Konstruktion nur so lange geometrisch ausführbar ist, als die Entfernung zwischen den beiden Stabenden durch die Verbiegung des Stabes nicht wesentlich verändert ist, d. h. die Länge des von der Stabachse beschriebenen Bogens mit seiner Sehne gleich gesetzt werden darf. Das Drehmoment m ist gleich dem Produkt aus der den Stab biegenden Last (oder Zug) p multipliziert mit dem Hebel dieses Zuges, d. i. mit dem Abstand des Angriffspunkts des Zugs von der untersuchten Stelle oder umgekehrt gleich dem Produkt aus der Kraft p, welche der gebogene Stab am Angriffsort ausübt multipliziert mit diesem Abstand. Dieser Abstand ist seinerseits gleich dem Abstand r des Einspannpunktes vom Angriffspunkt vermindert um die eben genannte Länge x (vgl. Fig. 60). Also

$$m = p(r - x)$$

und

$$\frac{d^2y}{dx^2} = \frac{p(r-x)}{EJ} .$$

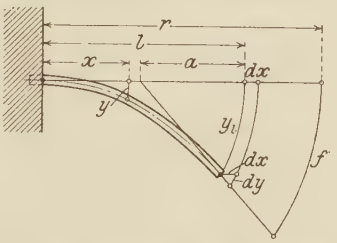


Fig. 60. Ableitung der Gleichung für den Federungsweg f. Es gilt:
$\frac{y_l}{a} = \left(\frac{dy}{dx}\right)_l = \frac{f}{r - l + a}$.

2. Wir fassen nun zwei verschiedene Fälle ins Auge. Zunächst den Fall, daß das Trägheitsmoment des Stabes überall dasselbe, J also konstant ist, ein Fall, der dann stets zutrifft, wenn der Querschnitt unsres Drahtes oder federnden Blechstreifens in seiner ganzen Länge unverändert bleibt. Dann erhalten wir, indem wir die vorstehende Gleichung integrieren, für die Neigung des Stabes an der untersuchten Stelle den Ausdruck:

$$\frac{dy}{dx} = \frac{p}{EJ}\left(rx - \frac{1}{2}x^2\right)$$

und durch abermalige Integration für die Durchbiegung:

$$y = \frac{p}{EJ}\left(\frac{1}{2}rx^2 - \frac{1}{6}x^3\right).$$

Wir nehmen an, daß von dem gesamten Abstand r zwischen Einspannstelle und Angriffspunkt nur ein Teil federnd sei, daß also der sich biegende Stab nicht bis zum Angriffspunkt reiche, sondern daß die letzte Strecke jenes Abstandes aus starrem Material gebildet sei. Bezeichnen wir die Länge der federnden Strecke mit l, die Durchbiegung am Ende derselben mit y_l, die Neigung daselbst mit $\left(\frac{dy}{dx}\right)_l$ und das durch die Verlängerung der starren Strecke des beanspruchten (und gebogenen) Stabes auf der biegsamen Strecke des unbeanspruchten (nicht gebogenen) Stabes abgeschnittene Stück mit a, so ergeben sich aus den geometrischen Beziehungen der Fig. 60 für die Länge des Federungsweges f die Gleichungen:

$$\frac{f}{r - l + a} = \frac{y_l}{a} = \left(\frac{dy}{dx}\right)_l$$

und hieraus durch einfache Umformung:

$$f = y_l \frac{r-l}{a} + y_l = \left(\frac{dy}{dx}\right)_l (r-l) + y_l .$$

Indem wir für y_l und $\left(\frac{dy}{dx}\right)_l$ diejenigen Werte einsetzen, welche wir erhalten, wenn wir in den zuvor entwickelten Gleichungen für die Durchbiegung y und die Neigung $\frac{dy}{dx}$ den unbestimmten Wert x durch die Länge l ersetzen, folgt:

$$f = \frac{p}{EJ}\left(r\,l - \frac{1}{2}l^2\right)(r-l) + \frac{p}{EJ}\left(\frac{1}{2}r\,l^2 - \frac{1}{6}l^3\right)$$

$$= \frac{p\,l\,r^2}{EJ}\left(1 - \frac{l}{r} + \frac{1}{3}\left(\frac{l}{r}\right)^2\right) = \frac{p\,l\,r^2\,\lambda}{EJ},$$

$$\frac{f}{p} = \frac{l\,r^2\,\lambda}{EJ}, \quad \text{falls wir} \quad \lambda = 1 - \frac{l}{r} + \frac{1}{3}\left(\frac{l}{r}\right)^2 \quad \text{setzen.}$$

Der Zahlenwert des Faktors λ schwankt zwischen dem Höchstwert 1 für den Fall, daß $l = 0$ wird und dem Mindestwert $1/3$ für den Fall, daß $l = r$ ist. Er ist um so höher, je kleiner l im Verhältnis zu r ist, d. h. je mehr alle Teile unsrer Feder, z. B. die Drahtwindungen, aus denen sie sich zusammensetzt, am Einspannort zusammengedrängt sind. Die im vorigen Paragraphen besprochene Überlegenheit der Flachwickelfeder gegenüber der Serpentinfeder beruht mit darauf, daß sie eine stärkere Zusammendrängung zuläßt.

3. Wir fassen nun den zweiten Fall ins Auge, daß das Trägheitsmoment des federnden Stabes an verschiedenen Stellen desselben verschieden ist, und zwar daß es vom Einspannort nach dem Angriffspunkt zu gleichmäßig abnimmt, also gerade so wie der Hebel proportional ist dem Werte $r - x$ und am Einspannort den Höchstwert J besitzt. Dann ist der Wert des Trägheitsmoments in der Entfernung x vom Einspannort $J\frac{r-x}{r}$, und unsre Grundgleichung nimmt die Form an:

$$\frac{d^2y}{dx^2} = \frac{p\,r(r-x)}{EJ(r-x)} = \frac{p\,r}{EJ} = \text{konstant.}$$

Die genau wie vorhin durchgeführte Berechnung der Neigung, der Durchbiegung und des Federungsweges liefert die Gleichungen:

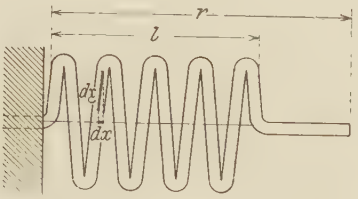
$$\frac{dy}{dx} = \frac{p\,r}{EJ}x,$$

$$y = \frac{p\,r}{2EJ}x^2,$$

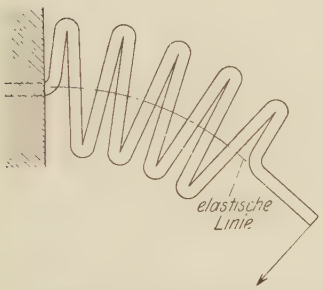
$$f = \left(\frac{dy}{dx}\right)_l (r-l) + y_l = \frac{p\,r}{EJ}\left(l(r-l) + \frac{l^2}{2}\right) = \frac{p\,l\,r^2}{EJ}\left(1 - \frac{1}{2}\frac{l}{r}\right) = \frac{p\,l\,r^2\,\lambda'}{EJ},$$

$$\frac{f}{p} = \frac{l\,r^2\,\lambda'}{EJ}, \quad \text{falls wir} \quad \lambda' = 1 - \frac{1}{2}\frac{l}{r} \quad \text{setzen.}$$

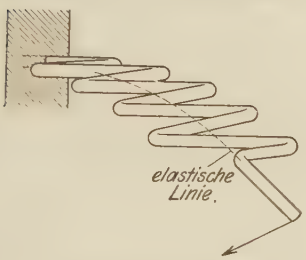
4. Wir kehren nun wieder zu dem ersten Fall des gleichbleibenden Trägheitsmomentes zurück, nehmen aber an, daß der federnde Stab (Draht) seine Richtung ändere und seine Achse nicht mehr vom Einspannort direkt nach dem Angriffspunkt, d. h. in der Richtung des Hebels verlaufe, sondern in Zickzackwindungen geführt sei, welche alle mit dieser Richtung denselben Winkel bilden, so daß also der Stab vom Einspannort aus dem



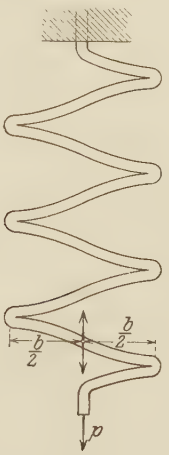
a) Unbeansprucht. Es gilt: $\frac{d\mathfrak{x}}{dx} = \frac{\mathfrak{L}}{l}$, wenn $\mathfrak{L}$ = Länge des Drahtes.



b) Über die Kante gebogen.



c) Über die Fläche gebogen.



d) Auf Zug beansprucht. Die Strecke zwischen zwei Kehren kann aufgefaßt werden als aus zwei gleichen Halbstrecken von der Länge $b/2$ bestehend, an welchen die Last p mit dem Hebel $b/2$ angreift.

Fig. 61. Zickzackfeder.

Angriffspunkt sich gleichmäßig nähert. Bezeichnen wir dann mit $\mathfrak{L}$ die Gesamtlänge des Stabes oder Drahtes und mit l nach wie vor die Länge der Feder in der Richtung des Hebels, d. h. die in der Luftlinie gemessene Strecke, um welche ihr freies Ende dem Angriffspunkt näher liegt als das eingespannte, ferner mit $\mathfrak{x}$ den Abstand einer beliebigen Stelle vom Einspannort längs der Stabachse gemessen und mit x nach wie vor denselben Abstand in der Luftlinie oder in der elastischen Linie längs der Feder gemessen, so gilt:

$$\frac{x}{\mathfrak{x}} = \frac{l}{\mathfrak{L}}.$$

Ferner setzen wir fest, daß der Stab in seiner ganzen Länge innerhalb der Biegungsebene, d. i. innerhalb der Ebene unsres Koordinatensystems verbleiben soll. Diese Bedingungen lassen sich beispielsweise dadurch verwirklichen, daß wir als Stab einen Draht verwenden, welchen wir in gleichförmige Zickzackwindungen hin und her geführt und dann so belastet haben, wie das Fig. 61a, b veranschaulicht.

Die einzelne gerade Strecke des Drahts wird dann ebenso durchgebogen, wie wenn sie von der Richtung vom Einspannort zum Angriffspunkt (im selben Abstand von diesem) verliefe. Denn die Durchbiegung ist nur von der Größe des biegenden Moments und der Beschaffenheit des Drahts, aber nicht von dem Winkel abhängig, den die Drahtachse mit der Richtung des Hebels bildet, wie das Fig. 62 veranschaulicht. Die Kehren zwischen den einzelnen geraden Strecken, nehmen wir an, sind so scharf und kurz, daß wir sie nicht besonders zu berücksichtigen brauchen, sondern wie bei solchen Berechnungen üblich, als steif und unbiegsam ansehen können.

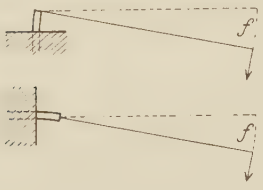


Fig. 62. Die Durchbiegung des kurzen Stabes, an dem ein verhältnismäßig sehr langer Hebel angreift, und sein Federungsweg f ist unabhängig davon, ob der Hebel in der Richtung der Stabachse oder in einem Winkel zu ihm angreift.

Als elastische Linie der Feder betrachten wir dann die die Mittelpunkte der einzelnen Windungen verbindende Bogenlinie. Für die Durchbiegung gilt offenbar die unsrer früheren Gleichung:

$$\frac{1}{\varrho} = \frac{d\bar{\xi}}{dx} = \frac{m}{EJ}$$

analoge Gleichung:

$$\frac{1}{\varrho} = \frac{d\bar{\xi}}{dx} = \frac{m}{EJ} \cdot \frac{d\mathfrak{x}}{dx},$$

denn innerhalb der gleichen kleinen Strecke der elastischen Linie findet jetzt eine stärkere Durchbiegung statt als früher, wo die Strecke der elastischen Linie mit der Stabstrecke zusammenfiel; und zwar ist die Durchbiegung in gleichem Maße gewachsen wie die Stabstrecke gegenüber der elastischen Linie. Da aber

$$\frac{d\mathfrak{x}}{dx} = \frac{\mathfrak{x}}{x} = \frac{\mathfrak{L}}{l}$$

ist, so gilt

$$\frac{d\bar{\xi}}{dx} = \frac{m}{EJ} \frac{\mathfrak{L}}{l}.$$

Genau wie früher haben wir außerdem die geometrische Beziehung:

$$\frac{d\bar{\xi}}{dx} = \frac{d^2y}{dx^2}.$$

Daraus folgt:

$$\frac{d^2y}{dx^2} = \frac{m}{EJ} \frac{\mathfrak{L}}{l}$$

und durch eine der früheren ganz entsprechende Weiterentwicklung:

$$\frac{d^2y}{dx^2} = \frac{p(r-x)}{EJ} \frac{\mathfrak{L}}{l}, \qquad f = \frac{p r^2 l \lambda}{EJ} \frac{\mathfrak{L}}{l}$$

und schließlich für den relativen Federungsweg:

$$\frac{f}{p} = \frac{\mathfrak{L} r^2 \lambda}{EJ}, \quad \text{falls wir wieder} \quad \lambda = 1 - \frac{l}{r} + \frac{1}{3}\left(\frac{l}{r}\right)^2 \quad \text{setzen.}$$

Indem wir $\frac{f}{p}$ gemäß Abschnitt a durch $\frac{\hat{\varphi}}{m} r^2$ ersetzen, haben wir für den relativen Winkelausschlag

$$\frac{\hat{\varphi}}{m} = \frac{\mathfrak{L} \lambda}{EJ}.$$

Mit $\mathfrak{L}$ haben wir dabei die Drahtlänge unsrer Feder, mit l die Federlänge, d. i. den Abstand der ersten Windung von der letzten bezeichnet. In dem Grenzfall, daß die Zickzackwinkel völlig gestreckt werden, der Draht also gerade verläuft und $\mathfrak{L} = l$ ist, geht unsre neue Gleichung wieder in die frühere über. Diese neue Gleichung stellt also die allgemeine Gleichung der mit Beanspruchung der Federelemente auf Biegung arbeitenden Sprungfedern dar. Die früher besprochenen Federarten: Serpentinfeder und Flachwickelfeder sind als Sondergestaltungen dieser Zickzackfeder anzusehen.

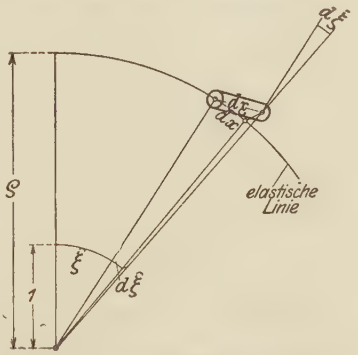


Fig. 63. Die elastische Linie der Zickzackfeder. Es gilt:

$$\frac{1}{\varrho} = \frac{d\xi}{dx} = \frac{d\xi}{d\mathfrak{x}} \frac{\mathfrak{L}}{l}.$$

5. Wir fassen nunmehr eine neue Möglichkeit ins Auge. Wir hatten unsre Drahtwindungen vorhin in die Biegungsebene gelegt. Wir drehen nunmehr die ganze Feder um ihre elastische Linie als Achse, und zwar um einen Winkel von 90°, so daß wir statt der Anordnung der Fig. 61b jene der Fig. 61c erhalten. Die Drahtwindungen kommen dann in die zur Biegungsebene senkrecht stehende Ebene zu liegen. Wir nehmen an, daß die Zickzackwinkel klein sind, die einzelnen Windungsgänge also annähernd parallel liegen. Damit sind die mechanischen Bedingungen, unter welchen die Feder arbeitet, insofern wesentlich geändert, als das einzelne Drahtstück jetzt nicht mehr auf Biegung, sondern auf Drillung beansprucht wird.

Für die Drillung gilt nun die Grundformel (Bach 1911, S. 303, Gleichung 5 in Zusammenhalt mit S. 299):

$$\vartheta = \frac{m}{G J_\pi},$$

in welcher G das Schubelastizitätsmaß, J_π das polare Trägheitsmoment — das bisher von uns verwendete Trägheitsmoment J ist das äquatoriale — und ϑ den verhältnismäßigen Drehungswinkel bezeichnet, d. h. den Winkel, um welchen zwei Stabquerschnitte, die um die Längeneinheit voneinander in der Stabachse abstehen, gegeneinander verdreht werden. Der Drehungswinkel des Stabquerschnitts aber stimmt mit unserm früheren Krümmungswinkel der elastischen Linie überein, und der verhältnismäßige

Drehungswinkel mit dem Differentialquotienten desselben nach der Stablänge, wie aus Fig. 63 erhellt, d. h.

$$\vartheta = \frac{d\xi}{dx}.$$

Indem wir wieder wie vorhin dx ersetzen durch $dx\frac{\mathfrak{L}}{l}$ und auch weiterhin genau der früheren Entwicklung (Abschnitt c 1) entsprechende Umformungen vornehmen, erhalten wir:

$$\frac{d^2y}{dx^2} = \frac{p(r-x)}{GJ_\pi}\frac{\mathfrak{L}}{l},$$

$$\frac{f}{p} = \frac{\mathfrak{L}r^2\lambda}{GJ_\pi}, \quad \text{wobei wieder} \quad \lambda = 1 - \frac{l}{r} + \frac{1}{3}\left(\frac{l}{r}\right)^2 \quad \text{ist.}$$

Damit haben wir die allgemeine Gleichung der mit Beanspruchung der Federelemente auf Drillung arbeitenden Sprungfedern gewonnen.

Zu dieser letzten Formel ist nun allerdings zu bemerken, daß, wenn wir die ganze Zickzackfeder über die Fläche biegen, außer der von uns berechneten Beanspruchung der Drahtelemente auf Drillung stets noch eine gewisse Beanspruchung auf Biegung statthat, die wir bisher vernachlässigt haben. Biegung findet aus zweierlei Gründen statt. Erstens verlaufen die einzelnen geraden Strecken der Feder nicht genau senkrecht zum Hebel, sondern etwas schräg, so daß sie mit dem einen Ende dem Einspannort, mit dem andern den Angriffspunkt näher liegen (vgl. Fig. 61a). Entsprechend dieser Einstellung in der Richtung des Hebels werden sie außer auf Drillung auch auf Biegung beansprucht. Besonders aber gilt dies von den Kehren, in welchen die einzelnen geraden Strecken aneinander stoßen; hier verläuft der Draht völlig in der Richtung des Hebels. Wenn aber diese Kehren eng und kurz sind, d. h. die geraden Strecken in scharfen Winkeln aneinanderstoßen, und wenn ferner diese Winkel recht spitz sind, d. h. die geraden Strecken nur wenig schräg zur Richtung des Hebels gestellt sind, so dürfen wir diese erste Beanspruchung auf Biegung bei unsrer Berechnung vernachlässigen.

Um uns über die zweite Art klar zu werden, nehmen wir für einen Augenblick an, unsre Zickzackfeder werde als Zugfeder verwendet. Dann werden die einzelnen geraden Strecken zu S-ähnlichen doppelt gekrümmten Linien durchgebogen, wie das Fig. 61d zeigt. Genau die gleiche Durchbiegung, müssen wir annehmen, findet auch bei der von uns untersuchten Beanspruchung gemäß Fig. 61c noch neben der Drillung dieser Strecken statt. Zu dem vorhin berechneten Federungsweg kommt demgemäß noch ein weiterer Federungsweg hinzu, dessen Größe sich aus folgender Überlegung ergibt (vgl. Fig. 61d).

Wir denken uns die einzelne gerade Strecke bestehend aus zwei gleichlangen Halbstrecken, von welchen jede mit dem einen Ende an der Kehre fest eingespannt ist, während am anderen Ende, d. h. in der Mitte der gesamten geraden Strecke, die Kraft p, mit welcher wir unsre Gesamtfeder belasten, angreift und die eine Halbstrecke nach oben, die andere nach unten

durchbiegt. Jede Halbstrecke stellt also eine gerade Stabfeder von der Federlänge $\frac{b}{2}$ dar, auf welche die Last mit einem Hebel von der gleichen Größe $\frac{b}{2}$ einwirkt. Ihr relativer Federungsweg beträgt also gemäß Abschnitt c 2 Schluß (da in diesem Fall $\lambda = \frac{1}{3}$ ist):

$$\frac{\left(\frac{b}{2}\right)^3}{3EJ}$$

und der entsprechende relative Federungsweg der ganzen Feder, die aus $2n$ Halbstrecken besteht, ist:

$$\frac{2n\left(\frac{b}{2}\right)^3}{3EJ} = \frac{\mathfrak{L}\, b^2}{12EJ},$$

letzteres deshalb, weil bei engem Aneinanderliegen der Windungen, wie wir es annehmen, die gesamte Länge des Drahts $\mathfrak{L}$ gleich ist dem Produkt aus der Länge einer Windung und der Zahl der Windungen: $\mathfrak{L} = n\,b$. Indem wir diesen Betrag zu dem früher unter ausschließlicher Berücksichtigung der Drillung berechneten Wert des relativen Federungsweges addieren, erhalten wir folgende genauere Formel für die über die Fläche gebogene Zickzackfeder:

$$\frac{f}{p} = \frac{\mathfrak{L}\, r^2 \lambda}{GJ_\pi} + \frac{\mathfrak{L}\, b^2}{12EJ} = \frac{\mathfrak{L}\, r^2 \lambda}{GJ_\pi}\left(1 + \frac{GJ_\pi}{12EJ\lambda}\left(\frac{b}{r}\right)^2\right).$$

Der zweite Posten in der Klammer nimmt für runden Stahldraht den Wert $\frac{0{,}06}{\lambda}\left(\frac{b}{r}\right)^2$ an und kann in dem Fall, daß die Federbreite b wesentlich kleiner ist als der Hebel r, vernachlässigt werden, zumal wenn gleichzeitig l erheblich kleiner als r und mithin λ nicht viel kleiner als 1 ist. Bei unsrer Verwendungsweise dieser Federn trifft dies stets zu, und wir werden daher weiterhin uns der ursprünglich abgeleiteten einfacheren Formel bedienen.

6. Nach diesen Vorbereitungen sind wir so weit, daß wir für eine Reihe von Federn, die für uns besonderes Interesse haben, die speziellen Formeln ableiten können, welche in Tabelle 33, S. 434 aufgezeichnet sind. Der Wert des äquatorialen Trägheitsmoments ist in dem besonders wichtigen Fall des kreisrunden Querschnitts, wie wir ihn beim gewöhnlichen Draht haben, $J = \frac{\pi d^4}{64}$ und der des polaren Trägheitsmoments doppelt so groß $J_\pi = \frac{\pi d^4}{32}$. Also ergibt sich für den relativen Federungsweg des runden Drahts bei Beanspruchung auf Biegung der Wert

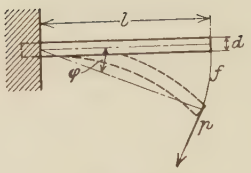
$$\frac{f}{p} = \frac{\mathfrak{L}\, r^2 \lambda}{EJ} = \frac{64\,\mathfrak{L}\, r^2 \lambda}{\pi E d^4},$$

bei Beanspruchung auf Drillung

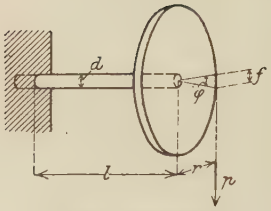
$$\frac{f}{p} = \frac{\mathfrak{L}\, r^2 \lambda}{EJ_\pi} = \frac{32\,\mathfrak{L}\, r^2 \lambda}{\pi G d^4}.$$

Fig. 64. Stabfedern aus rundem Draht.

A. Zug-Stabfeder.



B. Biege-Stabfeder.



D. Drill-Stabfeder.

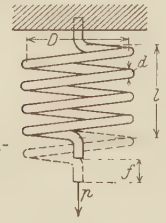
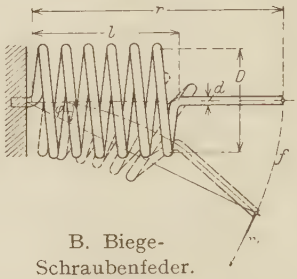
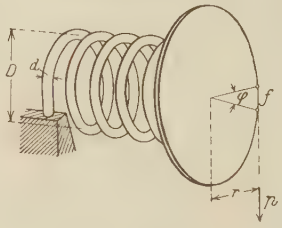


Fig. 65. Schraubenfedern aus rundem Draht.

A. Zug-Schraubenfeder.



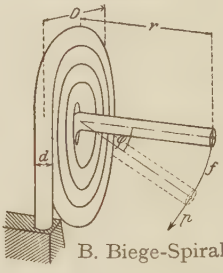
B. Biege-Schraubenfeder.



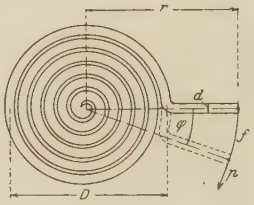
D. Drill-Schraubenfeder.

Fig. 66. Spiralfedern aus rundem Draht.

A. Druck-Spiralfeder.



B. Biege-Spiralfeder.



D. Drill-Spiralfeder.

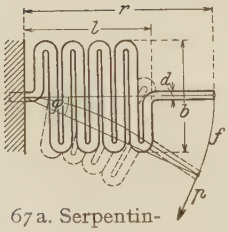


Fig. 67a. Serpentinfeder über die Kante gebogen.

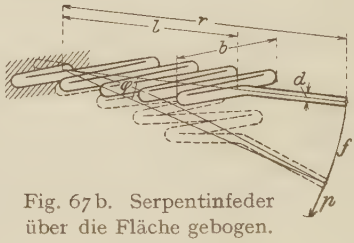


Fig. 67b. Serpentinfeder über die Fläche gebogen.

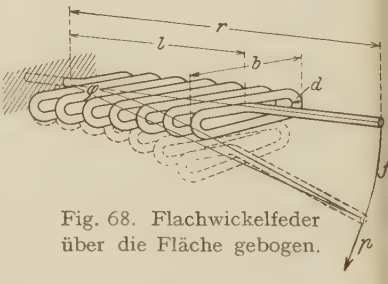


Fig. 68. Flachwickelfeder über die Fläche gebogen.

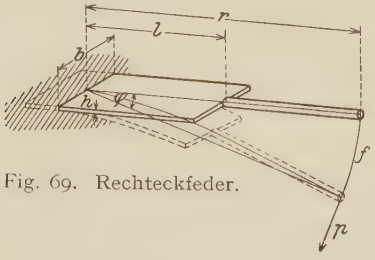


Fig. 69. Rechteckfeder.

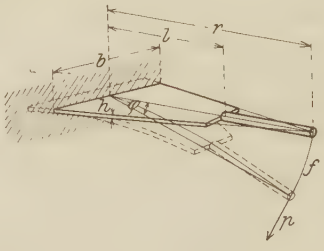


Fig. 70. Dreieckfeder, abgestumpft.

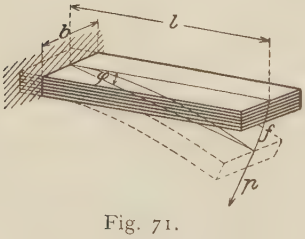


Fig. 71. Blattfederwerk aus gleichen Rechteckfedern.

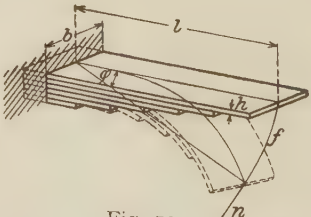


Fig. 72. Blattfederwerk aus (gleichmäßig) gestuften Rechteckfedern.

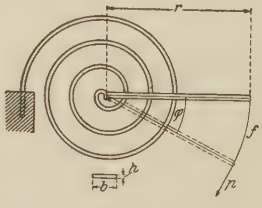


Fig. 73. Drill-Spiralfeder aus einem Blechstreifen gewickelt.

Für die einfachste, d. h. nur aus einem geraden Stück runden Drahts bestehende Stabfeder, wie sie Fig. 64 zeigt, gilt mithin im ersten Fall, d. h. bei Beanspruchung auf Biegung (Biege-Stabfeder), vorausgesetzt, daß der Angriffspunkt am Draht selber sich befindet, also Drahtlänge, Federlänge und Hebel übereinstimmen, d. h. $\mathfrak{L} = l = r$ und mithin $\lambda = \frac{1}{3}$ ist:

$$\frac{f}{p} = \frac{64\,\mathfrak{L}\,r^2\lambda}{\pi E d^4} = \frac{64\,l^3}{3\pi E d^4}\,.$$

Im zweiten Fall, d. h. bei ausschließlicher Beanspruchung auf Drillung (Drill-Stabfeder) ist die Federlänge, d. h. Ausdehnung der Feder in der Richtung vom Einspannort zum Angriffspunkt $l = 0$, also $\lambda = 1$, und wir haben

$$\frac{f}{p} = \frac{32\,\mathfrak{L}\,r^2}{\pi G d^4}\,.$$

Haben wir es mit einer Feder zu tun, deren runder Draht in gleichförmigen Zickzackwindungen, sei es nach Art der Serpentinfeder, sei es in der Weise der Flachwickelfeder geführt ist (Fig. 67, 68), so ist die gesamte Drahtlänge $\mathfrak{L}$ gleich der Zahl der einzelnen Windungen (Halbwindungen) multipliziert mit der Länge jeder einzelnen Windung; diese Länge wiederum ist annähernd gleich der Breite der Feder, d. h. wir haben

$$\mathfrak{L} = n\,b\,.$$

Folglich gilt für die über die Kante gebogene Feder, deren einzelne Drahtstücke ausschließlich auf Biegung beansprucht werden:

$$\frac{f}{p} = \frac{64\,n\,b\,r^2\lambda}{\pi E d^4}\,,$$

und für die über die Fläche gebogene Feder, deren Stücke, wenn wir von der kurzen Strecke an den Wendepunkten absehen, fast nur auf Drillung beansprucht werden

$$\frac{f}{p} = \frac{32\,n\,b\,r^2\lambda}{\pi G d^4}\left(1 + \frac{G}{6E\lambda}\left(\frac{b}{r}\right)^2\right).$$

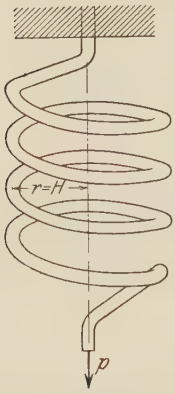
Den zweiten Posten in der Klammer dürfen wir zumeist vernachlässigen und erhalten dann die einfachere in Tabelle 33 angegebene Formel. Vgl. oben Abschnitt 5, Schluß. Wenn wir umgekehrt den ersten Posten streichen, so erhalten wir die Gleichung für die auf Zug beanspruchte Feder:

$$\frac{f}{p} = \frac{16\,n\,b^3}{3\pi E d^4}\,.$$

7. Wir betrachten nun die auf Zug beanspruchte Schraubenfeder. Bei ihr werden sämtliche Drahtstücke gleich beansprucht, und zwar wenn die Feder flach gewunden ist, fast ausschließlich auf Drillung mit einem Hebel, der gleich dem Halbmesser H der Windungen ist (Fig. 74). Dieser Hebel ist für alle Drahtstückchen derselbe, alle sind gleich weit vom Angriffspunkt, als welcher in diesem Falle die die Mittelpunkte der Windungen verbindende Federachse zu gelten hat, entfernt. Die Erstreckung der Feder

in der Richtung des Hebels, die wir mit dem Buchstaben l zu bezeichnen pflegen, ist also gleich Null und das Verhältnis dieser Erstreckung zum Hebel $\frac{l}{r}$ ebenso. Mithin ist der Faktor

$$\lambda = 1 - \frac{l}{r} + \frac{1}{3}\left(\frac{l}{r}\right)^2 = 1 ,$$



74. Mechanisches Prinzip der Zug-Schraubenfeder. Die Drillung des Drahtquerschnitts erfolgt mit einem Hebel r der gleich dem Windungshalbmesser H ist.

und es gilt daher die Formel

$$\frac{f}{p} = \frac{\mathfrak{L} H^2}{G J_\pi} .$$

Hieraus erhalten wir für den runden Draht, bei dem $J_\pi = \frac{\pi d^4}{32}$ ist, wenn wir den Windungsdurchmesser $D = 2H$ einführen, und berücksichtigen, daß die Drahtlänge $\mathfrak{L} = \pi n D$ ist, die in Tabelle 33 aufgezeichnete Formel:

$$\frac{f}{p} = \frac{8 \mathfrak{L} D^2}{\pi G d^4} = \frac{8 n D^3}{G d^4} .$$

8. Das Trägheitsmoment bei rechteckigem Querschnitt ist

$$J = \frac{1}{12} b h^3 ,$$

wenn wir mit b die Breite, mit h die Höhe des federnden Blechstreifens bezeichnen. Einen federnden flachen Blechstreifen nennen wir Blattfeder und bezeichnen seine Länge wieder mit dem Buchstaben l. Ist die Breite in der ganzen Länge dieselbe, so sprechen wir von einer Rechteckfeder (Fig. 69). Für die Biege-Rechteckfeder gilt:

$$\frac{f}{p} = \frac{12 l r^2 \lambda}{E b h^3} .$$

Falls die Länge l der Feder den ganzen Raum zwischen Einspann- und Angriffsort einnimmt, also $l = r$ ist, wird $\lambda = 1 - 1 + \frac{1}{3} = \frac{1}{3}$ und die Formel lautet:

$$\frac{f}{p} = \frac{4 l^3}{E b h^3} .$$

Ist die Biege-Blattfeder zugespitzt geschnitten, so daß sie an der Einspannstelle die Breite b besitzt und gegen den Angriffspunkt gleichmäßig sich verjüngt, so gelten die Formeln

$$\frac{f}{p} = \frac{12 l r^2 \lambda'}{E b h^3} ,$$

und falls sie bis zum Angriffspunkt reicht, d. h. falls $l = r$ und also $\lambda = \frac{1}{2}$ ist:

$$\frac{f}{p} = \frac{6 l^3}{E b h^3} .$$

In diesem letzteren Fall sprechen wir von einer Dreiecksfeder, sonst von einer abgestumpften Dreiecksfeder (Fig. 70).

d) Die zulässige Belastung $p^\dagger$ einer Feder und das zulässige Drehmoment $m^\dagger$ erhalten wir bekanntlich durch die Formel („Hütte" I, 1915, S. 524):

$$m^\dagger = p^\dagger r = k W ,$$

worin W das Widerstandsmoment und k die zulässige Beanspruchung der Feder bezeichnet, ein Begriff, auf welchen wir später noch zurückkommen (§ 69).

Die zulässige Beanspruchung wird überschritten, wenn an irgendeiner Stelle der Feder die Gefahr dauernder Deformation entsteht. Die Stelle, an welcher diese Gefahr zuerst auftritt, nennen wir den gefährlichen oder gefährdeten Querschnitt. Er findet sich bei unsrer Feder meist an der Einspannstelle, an welcher ja der die Feder biegende Zug mit dem größten Hebel angreift (vgl. Fig. 58b). Je nachdem, ob die Beanspruchung am gefährdeten Querschnitt auf Biegung oder Drillung statthat, ist für die zulässige Beanspruchung der Wert k_b oder k_d (vgl. oben, Abschnitt a) und für das Widerstandsmoment der Wert W (Widerstandsmoment gegen Biegung) oder W_d (dasselbe für Drillung) in die Formel einzusetzen.

Für den runden Querschnitt ist

$$W = \frac{\pi d^3}{32} , \quad \text{dagegen} \quad W_d = \frac{\pi d^3}{16} \quad (\text{„Hütte" I, 1915, S. 537, 568, 596}),$$

also doppelt so groß, während der Unterschied zwischen k_b und b_d wenigstens für Stahl nur gering ist (vgl. oben Abschnitt a). Die Beanspruchung auf Biegung ist also gefährlicher als die auf Drillung unter sonst gleichen Verhältnissen. Nun sind bei den meisten aus Draht gleichmäßig gewundenen Federn stets Stücke vorhanden, welche auf Biegung beansprucht werden; bei der zuletzt in Abschnitt c, 5 besprochenen über die Fläche gebogenen Zickzackfeder, deren Windungen sonst nur auf Drillung beansprucht werden, findet doch in den Kehrpunkten eine Beanspruchung auf Biegung statt. Wenn diese Stücke auch noch so kurz sind (so daß wir sie bei Berechnung des relativen Federungsweges vernachlässigen können), so sind sie doch selbstverständlich lang genug, damit in ihnen Überlastung und damit dauernde Verbiegung oder Bruch der Feder eintreten kann. Um diese Schädigung zu vermeiden, ist die zulässige Belastung für diese Federn stets nach der für die Biegung geltenden Formel zu berechnen, d. h. es gilt:

$$p^\dagger = \frac{\pi k_b d^3}{32 r} .$$

Genau die gleiche Formel gilt für die Drill-Schraubenfeder. Für die Zug-Schraubenfeder dagegen haben wir bloß mit Beanspruchung auf Drillung zu rechnen und erhalten, indem wir wieder r durch $\frac{1}{2} D$ ersetzen (vgl. oben Abschnitt c, 7):

$$p^\dagger = \frac{\pi k_d d^3}{8 D} .$$

Für den rechteckigen Querschnitt ist das Widerstandsmoment bei Beanspruchung auf Biegung $W = \frac{b h^2}{6}$. Es gilt also für die Rechteckfeder:

$$p^\dagger = \frac{k_b b h^2}{6 r} \quad \text{und} \quad m^\dagger = \frac{k_b b h^2}{6} .$$

BOSTON MEDI
MAR 17 192

Dieselben Formeln gelten für die Dreieckfeder. Bei dieser sowie bei allen Federn, für welche die in Abschnitt c, 3 besprochene Voraussetzung gleichmäßiger Abnahme des Trägheitsmoments nach dem Angriffspunkt zu zutrifft, gibt es keinen besonders gefährdeten Querschnitt, vielmehr werden alle Querschnitte gleichmäßig beansprucht.

e) Wir gehen zur Untersuchung kombinierter Federungen über. Wir setzen mehrere, sagen wir zunächst zwei Federn zu einer einzigen neuen zusammen und fragen, wie wir die unbekannten Werte der Weichheit und Festigkeit dieser neuen Gesamtfeder aus den bekannten Werten der Teilfedern berechnen können. Zwei Arten der Zusammensetzung sind zu unterscheiden: die einzelnen Teilfedern können nebeneinander geschaltet sein oder sie können hintereinander geschaltet sein. Was damit gemeint ist, ergibt sich ohne weiters aus der Fig. 75 und 76.

1. Betrachten wir zunächst die Nebeneinanderschaltung! Mit $\frac{p}{f}$ bezeichnen wir wie bisher die relative Belastung der kombinierten Feder, d. h. die Last, welche wir anhängen müssen, damit das freie Ende sich um den Federungsweg 1 fortbewegt, mit $\left(\frac{p}{f}\right)_{'}$ und $\left(\frac{p}{f}\right)_{''}$ die entsprechenden Werte der beiden Teilfedern. Es ist aus Fig. 75a ohne weiteres einleuchtend, daß wir um die Gesamtfeder um den Federungsweg 1 zu dehnen, eine Last anhängen müssen, welche gleich ist der Summe der für die beiden einzelnen Federn benötigten Last. Also:

$$\frac{p}{f} = \left(\frac{p}{f}\right)_{'} + \left(\frac{p}{f}\right)_{''} \quad \text{und} \quad \frac{f}{p} = \frac{1}{\frac{1}{\left(\frac{f}{p}\right)_{'}} + \frac{1}{\left(\frac{f}{p}\right)_{''}}} .$$

Aus Fig. 76a leuchtet ebenso unmittelbar ein, daß

$$\frac{m}{\varphi} = \left(\frac{m}{\varphi}\right)_{'} + \left(\frac{m}{\varphi}\right)_{''} .$$

Eben diese Gleichung ergibt sich aus der vorigen auch vermittels unsrer Umrechnungsformel

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{f}{p}\frac{180}{\pi r^2} ,$$

denn der Hebel r ist für die Gesamtfeder derselbe wie für jede Teilfeder.

Wir fragen nun nach der Beanspruchbarkeit unsrer Feder, d. h. nach dem Federungsweg, welchen wir ohne Schaden ihr zumuten dürfen. Offenbar darf dieser nicht größer sein als der für jede der beiden Einzelfedern eben noch zulässige Federungsweg. In mathematischen Zeichen ausgedrückt heißt das:

$$f_{'}^{\dagger} \geqq f^{\dagger} \leqq f_{''}^{\dagger} .$$

Daraus folgt mittels unsrer Umrechnungsformeln leicht der Wert von $p^{\dagger}$, nämlich

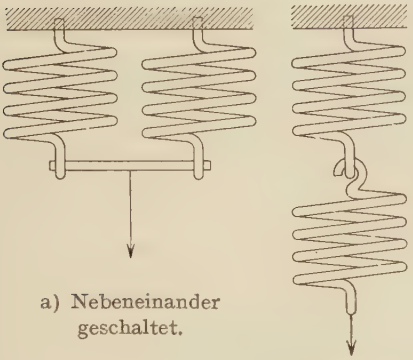
$$p_{'}^{\dagger}\left(\frac{f}{p}\right)_{'} \Big/ \frac{f}{p} \geqq p^{\dagger} \leqq p_{''}^{\dagger}\left(\frac{f}{p}\right)_{''} \Big/ \frac{f}{p} .$$

Bei biegender Angriffsweise gilt:

$$\varphi_{'}^{\dagger} \geqq \varphi^{\dagger} \leqq \varphi_{''}^{\dagger}$$

und

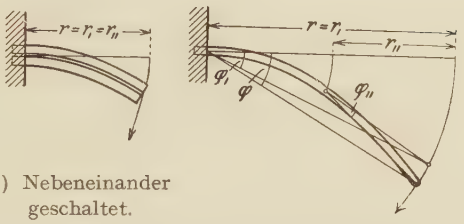
$$m_{'}^{\dagger}\left(\frac{\varphi}{m}\right)_{'} \Big/ \frac{\varphi}{m} \geqq m^{\dagger} \leqq m_{''}^{\dagger}\left(\frac{\varphi}{m}\right)_{''} \Big/ \frac{\varphi}{m} .$$



a) Nebeneinander geschaltet.

b) Hintereinander geschaltet.

Fig. 75. Kombinierte Zugfedern.



a) Nebeneinander geschaltet.

b) Hintereinander geschaltet.

Fig. 76. Kombinierte Biegefedern.

2. Wir betrachten nun zweitens den Fall der Hintereinanderschaltung zweier Federn. Aus Fig. 75b und 76b ist wohl leicht anschaulich, daß der Federungsweg der Gesamtfeder gleich ist der Summe der Federungswege der beiden Einzelfedern:

$$f = f' + f'' .$$

Da die angreifende Kraft für alle Federn dieselbe ist, gilt eine entsprechende Formel auch für die relativen Federungswege:

$$\frac{f}{p} = \left(\frac{f}{p}\right)_{'} + \left(\frac{f}{p}\right)_{''} .$$

Wie aber steht es mit dem relativen Federungswinkel einer Biegefeder? Hier lehrt die Betrachtung der Fig. 76b, daß der Beitrag, welchen zwei einzelne Teilfedern gleicher Beschaffenheit zum Biegungswinkel der Gesamtfeder liefern, ganz verschieden ist je nach dem Hebelabstand, welcher ihnen vermöge ihres Platzes in der Gesamtfeder zukommt. Der Beitrag ist um so größer, je näher die Teilfeder dem Einspannort sich befindet, um so geringer, je näher sie dem Angriffspunkt liegt. Und zwar aus einem doppelten Grund: erstens weil das auf sie wirkende Drehmoment dem Hebelabstand proportional ist; zweitens weil der Federungswinkel der Einzelfeder, nur wenn sie am Einspannpunkt selber ihren Platz hat, unverkürzt als Federungswinkel der Gesamtfeder in Rechnung zu stellen ist, sonst nur mit einem Bruchteil seiner Größe, der um so geringer ist, je näher sie dem Angriffspunkt liegt. Zu einer genauen Formulierung dieser Be-

ziehungen gelangen wir vermittels unsrer Umrechnungsformeln. Wir haben:

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{180}{\pi}\,\frac{f}{p}\,\frac{1}{r^2},$$

$$\left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,} = \frac{180}{\pi}\left(\frac{f}{p}\right)_{,}\frac{1}{r_{,}^2},$$

$$\left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,} = \frac{180}{\pi}\left(\frac{f}{p}\right)_{,,}\frac{1}{r_{,,}^2}.$$

Diese Werte in die zuvor gefundene Formel einsetzend erhalten wir:

$$\frac{\varphi}{m} = \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,}\left(\frac{r_{,}}{r}\right)^2 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,}\left(\frac{r_{,,}}{r}\right)^2$$

und weiter:

$$\frac{\varphi}{m} = \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,} + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,}\left(\frac{r_{,,}}{r}\right)^2,$$

da ja $r_{,} = r$ ist.

Was die zulässige Beanspruchung anlangt, so ist aus Fig. 75b und 76b klar, daß wir an die Gesamtfeder kein größeres Gewicht anhängen dürfen, als wir jeder einzeln Teilfeder ohne Schaden aufbürden können:

$$p_{,}^{\dagger} \geqq p^{\dagger} \leqq p_{,,}^{\dagger}.$$

Durch einfache Umrechnungen ergeben sich aus dieser Gleichung die weitern Formeln:

$$f_{,}^{\dagger}\,\frac{f}{p}\Big/\left(\frac{f}{p}\right)_{,} \geqq f^{\dagger} \leqq f_{,,}^{\dagger}\,\frac{f}{p}\Big/\left(\frac{f}{p}\right)_{,,},$$

$$m_{,}^{\dagger}\,\frac{r}{r_{,}} \geqq m^{\dagger} \leqq m_{,,}^{\dagger}\,\frac{r}{r_{,,}},$$

$$\varphi_{,}^{\dagger}\,\frac{\frac{\varphi}{m}r}{\left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,}r_{,}} \geqq \varphi^{\dagger} \leqq \varphi_{,,}^{\dagger}\,\frac{\frac{\varphi}{m}r}{\left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,}r_{,,}}.$$

Wir haben bisher immer nur zwei Einzelfedern zu einer Gesamtfeder zusammengesetzt. Es ist aber leicht einzusehen, daß wir die so entstandene Gesamtfeder selber wieder als Einzelfeder betrachten und mit andern Federn weiterkombinieren können und daß dabei unsre Formeln ihre Gültigkeit behalten. Wir können diese aber auch so umgestalten, daß wir eine Gesamtfeder unmittelbar aus einer größern Anzahl einzelner Teilfedern zusammengesetzt denken und ihre Eigenschaften aus denen der Teilfedern ableiten, also beispielsweise für den Fall einer dreiteiligen Feder schreiben:

$$\frac{\varphi}{m} = \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,}\left(\frac{r_{,}}{r}\right)^2 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,}\left(\frac{r_{,,}}{r}\right)^2 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,,}\left(\frac{r_{,,,}}{r}\right)^2.$$

Wir bezeichnen sämtliche in diesem Abschnitt entwickelten Formeln als Kombinationsformeln.

3. Manchem Leser wird es vielleicht erwünscht sein, an einem Beispiel die Anwendungsweise unsrer Kombinationsformeln sich zu veranschaulichen und zugleich von ihrer Richtigkeit sich zu überzeugen. Wenn sie richtig sind, so müssen wir die Wirkung einer gleichmäßig gebauten Feder, die uns die früher gefundenen Gleichungen unmittelbar zu berechnen erlauben, auch auf dem Umwege finden können, daß wir die Feder in eine Anzahl Teilfedern uns zerlegt denken, die Wirkung jeder einzelnen berechnen und dann diese Wirkungen auf Grund unsrer Kombinationsformeln summieren. Die Summe muß dem unmittelbar berechneten Werte gleich sein.

Nehmen wir an, die Länge l einer auf Biegung beanspruchten Feder von konstantem Trägheitsmoment verhalte sich zum Hebel r wie 3 zu 5. Dann ist $\lambda = 1 - \frac{3}{5} + \frac{1}{3}\left(\frac{3}{5}\right)^2 = \frac{13}{25}$ und gemäß Abschnitt c, 4:

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{\mathfrak{L}\,\lambda}{EJ} = \frac{\mathfrak{L}}{EJ}\,\frac{13}{25}\,.$$

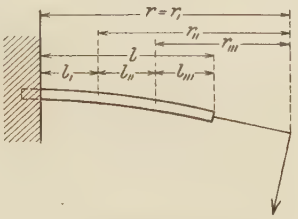


Fig. 77. Biegefeder als aus drei gleich langen hintereinander geschalteten Teilfedern zusammengesetzt: $l, = l,, = l,,, = \frac{1}{3}\,l = \frac{1}{5}\,r$.

Denken wir uns nun diese Feder zerlegt in drei hintereinander geschaltete Teilfedern, jede von der gleichen Länge $\frac{1}{3}\,l$. Dann ist, wie aus Fig. 77 erhellt, der Hebel der ersten $r, = r = \frac{5}{3}\,l$, also

$$\frac{l,}{r,} = \frac{\frac{1}{3}\,l}{\frac{5}{3}\,l} = \frac{1}{5} \quad \text{und} \quad \lambda, = 1 - \frac{1}{5} + \frac{1}{3}\left(\frac{1}{5}\right)^2 = \frac{61}{75}\,.$$

Für die zweite Teilfeder gilt:

$$r,, = \frac{4}{5}\,r = \frac{4}{3}\,l \quad \text{und} \quad \lambda,, = 1 - \frac{1}{4} + \frac{1}{3}\left(\frac{1}{4}\right)^2 = \frac{37}{48}\,,$$

für die dritte:

$$r,,, = \frac{3}{5}\,r = l \quad \text{und} \quad \lambda,,, = 1 - \frac{1}{3} + \frac{1}{3}\left(\frac{1}{3}\right)^2 = \frac{19}{27}\,.$$

Für den relativen Winkelausschlag jeder der drei Federn ergibt sich dann:

$$\left(\frac{\varphi}{m}\right), = \frac{\frac{1}{3}\,\mathfrak{L}\,\lambda,}{EJ} = \frac{\mathfrak{L}}{EJ}\,\frac{61}{225}\,, \quad \left(\frac{\varphi}{m}\right),, = \frac{\mathfrak{L}}{EJ}\,\frac{37}{144}\,, \quad \left(\frac{\varphi}{m}\right),,, = \frac{\mathfrak{L}}{EJ}\,\frac{19}{81}$$

und für die kombinierte Wirkung von allen dreien zusammen gemäß der Ende des vorigen Abschnitts gefundenen Gleichung:

$$\begin{aligned}\frac{\varphi}{m} &= \left(\frac{\varphi}{m}\right),\left(\frac{r,}{r}\right)^2 + \left(\frac{\varphi}{m}\right),,\left(\frac{r,,}{r}\right)^2 + \left(\frac{\varphi}{m}\right),,,\left(\frac{r,,,}{r}\right)^2 \\ &= \frac{\mathfrak{L}}{EJ} = \left(\frac{61}{225} + \frac{37}{144}\left(\frac{4}{5}\right)^2 + \frac{19}{81}\left(\frac{3}{5}\right)^2\right) \\ &= \frac{\mathfrak{L}}{EJ}\,\frac{117}{225} = \frac{\mathfrak{L}}{EJ}\,\frac{13}{25} = \frac{\varphi}{m}\,,\end{aligned}$$

was zu beweisen war.

4. Wir betrachten ein zweites Beispiel, bei welchem wir uns die Gesamtfeder nicht nur aus drei, sondern aus einer sehr großen Zahl von Einzelfedern aufgebaut denken. Den relativen Federungsweg einer über

ihre Fläche sich biegenden Serpentinfeder (Fig. 67b) ergibt unsre frühere Berechnung (Abschnitt c, 6) zu

$$\frac{f}{p} = \frac{32\, n\, b\, r^2\, \lambda}{\pi G\, d^4}\,.$$

Die Feder ist aus n einzelnen Windungen von der Länge b zusammengesetzt, der Abstand der νten Windung von der Einspannstelle sei x. Dann verhält sich dieser Abstand zur Gesamtlänge l der Feder wie

$$\frac{x}{l} = \frac{\nu}{n}\,.$$

Der Hebel der Gesamtfeder ist r, der Hebel der einzelnen Windung also $r - x$. Jede einzelne Windung stellt eine Drill-Stabfeder dar, für deren relativen Federungsweg wir oben (Abschnitt c, 6) den Ausdruck fanden:

$$\frac{f}{p} = \frac{32\, \mathfrak{L}\, r^2}{\pi G\, d^4}\,.$$

Also gilt in unserm Fall:

$$\left(\frac{f}{p}\right)_\nu = \frac{32\, b\, (r-x)^2}{\pi G\, d^4} = \frac{32\, b}{\pi G\, d^4}\left(r^2 - 2\, r\, l\, \frac{\nu}{n} + \left(l\, \frac{\nu}{n}\right)^2\right).$$

Auf Grund der Kombinationsformel

$$\frac{f}{p} = \left(\frac{f}{p}\right)_{'} + \left(\frac{f}{p}\right)_{''}$$

ergibt sich der Federungsweg der Gesamtfeder durch einfache Addition der Wege der einzelnen Windungen:

$$\begin{aligned}\frac{f}{p} = \sum_{\nu=1}^{\nu=n}\left(\frac{f}{p}\right)_\nu &= \frac{32\, b}{\pi G\, d^4}\sum_1^n\left(r^2 - 2\, r\, l\, \frac{\nu}{n} + \left(l\, \frac{\nu}{n}\right)^2\right)\\ &= \frac{32\, b}{\pi G\, d^4}\left(n\, r^2 - \frac{2\, r\, l}{n}\sum_1^n \nu + \left(\frac{l}{n}\right)^2 \sum_1^n \nu^2\right)\\ &= \frac{32\, b}{\pi G\, d^4}\left(n\, r^2 - \frac{2\, r\, l}{n}\,\frac{n^2+n}{2} + \left(\frac{l}{n}\right)^2\left(\frac{n^3}{3} + \frac{n^2}{2} + \frac{n}{6}\right)\right)\end{aligned}$$

(vgl. „Hütte" I, 1915, S. 56).

Bei hoher Zahl der Windungen können wir die niederen Potenzen von n gegenüber den höhern vernachlässigen und erhalten:

$$\frac{f}{p} = \frac{32\, b\, r^2}{\pi G\, d^4}\left(n - \frac{l}{r}\, n + \frac{1}{3}\,\frac{l^2}{r^2}\, n\right) = \frac{32\, n\, b\, r^2\, \lambda}{\pi G\, d^4}$$

übereinstimmend mit dem Ergebnis der direkten Berechnung.

5. Biege-Schraubenfeder und Biege-Spiralfeder. Wir haben bisher nur gleichartige Federungen kombiniert. Zu besonders wertvollen Ergebnissen gelangen wir, wenn wir nun dazu übergehen, verschiedenartig wirkende Teilfedern vermittels unsrer Formeln zusammenzufassen. Wir beginnen mit einer prinzipiellen Überlegung.

Jede aus einem Draht gewundene Feder, ihre Form und Angriffsweise mag im übrigen sein, welche sie will, können wir uns zusammengesetzt denken aus einer Anzahl hintereinander geschalteter Teilfedern, welche so kurz sind, daß jede in ihrer ganzen Länge gleichmäßig arbeitet, d. h. mit demselben Hebel wirkt, und gleichmäßig entweder nur auf Biegung oder nur auf Drillung oder gleichzeitig auf Biegung und Drillung in einem bestimmten Verhältnis beansprucht wird. Indem wir an Stelle jeder Teilfeder der letzteren Art zwei Federn von zusammen gleicher Drahtlänge gesetzt denken, von welchen die eine nur auf Biegung, die andre nur auf Drillung beansprucht wird, haben wir die ganze Feder in nur auf Biegung oder nur auf Drillung beanspruchte Stücke aufgelöst, deren Wirkung wir nur noch mittels der zuvor errechneten Formeln zu summieren brauchen, um die Wirkung der Gesamtfeder zu erhalten. Damit erwächst die Möglichkeit, die Wirkung von Drahtfedern beliebiger Form zu berechnen. Wir machen von dieser Möglichkeit für zwei besonders wichtige Fälle Gebrauch.

Wir hatten früher (§ 67, Fig. 55) vier Haupttypen von Drahtfedern unterschieden: Schraubenfeder, Spiralfeder, Serpentine und Flachwickelfeder. Wenn diese Federn als Ganzes auf Biegung beansprucht werden, so werden die einzelnen Teilstücke bei den beiden letztgenannten Federn entweder gleichfalls nur auf Biegung oder aber nur auf Drillung beansprucht, und ihre Wirkung konnten wir demgemäß leicht berechnen. Anders bei der Schraubenfeder und bei der Spiralfeder. Hier wird die einzelne Windung an zwei gegenüberliegenden Punkten nur auf Biegung, an zwei andern nur auf Drillung, an allen übrigen Stellen teils auf Biegung, teils auf Drillung beansprucht. Wir denken uns nun eine jede Windung durch zwei Teilstücke ersetzt, von denen das eine nur auf Biegung, das andre nur auf Drillung beansprucht wird, und nehmen an, daß sich die gesamte Drahtlänge der Windung auf diese beiden Teilstücke hälftig verteilt. Indem wir die Drahtlänge der Windung mit $\mathfrak{L}$ bezeichnen, haben wir dann für den relativen Federungsweg des einen Teilstücks gemäß den Formeln des Abschnitts c, 6:

$$\left(\frac{f}{p}\right)_{'} = \frac{\frac{1}{2}\mathfrak{L}r^2}{EJ} \quad \text{bzw. für runden Draht:} \quad \left(\frac{f}{p}\right)_{'} = \frac{32\,\mathfrak{L}r^2}{\pi E d^4},$$

für das andre Teilstück:

$$\left(\frac{f}{p}\right)_{''} = \frac{\frac{1}{2}\mathfrak{L}r^2}{GJ_\pi} \quad \text{bzw.} \quad \left(\frac{f}{p}\right)_{''} = \frac{16\,\mathfrak{L}r^2}{\pi G d^4},$$

und für die ganze Windung, indem wir gemäß der Kombinationsformel

$$\frac{f}{p} = \left(\frac{f}{p}\right)_{'} + \left(\frac{f}{p}\right)_{''}$$

addieren:

$$\frac{f}{p} = \frac{\mathfrak{L}r^2}{2}\left(\frac{1}{EJ} + \frac{1}{GJ_\pi}\right) \quad \text{bzw.} \quad \frac{f}{p} = \frac{32\,\mathfrak{L}r^2}{\pi E d^4} + \frac{16\,\mathfrak{L}r^2}{\pi G d^4} = \frac{16\,\mathfrak{L}r^2}{\pi d^4}\left(\frac{2}{E} + \frac{1}{G}\right).$$

Den Faktor λ haben wir dabei gleich 1 gesetzt in der Annahme, daß der Abstand der Windung vom Angriffspunkt überall der gleiche, l also gleich

Null ist. Diese Annahme trifft auch dann noch zu, wenn wir nun viele Windungen zu einer flachen Biege-Spiralfeder (Fig. 66 B) zusammensetzen und ihre Wirkungen mittels der gleichen Kombinationsformel addieren. Bezeichnen wir dann mit $\mathfrak{L}$ die Drahtlänge nicht mehr einer einzelnen Windung, sondern der gesamten Feder, so lautet die Formel für diese mit der soeben gefundenen genau gleich.

Obige Annahme trifft aber nicht mehr zu, falls es sich um eine Biege-Schraubenfeder (Fig. 65 B) handelt. Hier müssen wir den Faktor λ wieder an seine Stelle setzen und erhalten damit für den relativen Federungsweg der ganzen Feder die Formel:

$$\frac{f}{p} = \frac{\mathfrak{L} r^2 \lambda}{2}\left(\frac{1}{EJ} + \frac{1}{GJ_\pi}\right) \quad \text{bzw.} \quad \frac{f}{p} = \frac{16\,\mathfrak{L} r^2 \lambda}{\pi d^4}\left(\frac{2}{E} + \frac{1}{G}\right).$$

Daß unsre Zerlegung der Schrauben- und Spiralwindungen in hälftige Stücke, welche ausschließlich auf Biegung oder ausschließlich auf Drillung beansprucht werden, annähernd das Richtige trifft, beweist die in den Versuchen der Tabelle 35 S. 437 sich zeigende Übereinstimmung zwischen den theoretisch errechneten und den im Versuch beobachteten Werten.

g) Auch die Wirkungen der Drill-Schraubenfeder und Drill-Spiralfeder (Fig. 65 D, 66 D, 73) können wir mittels unsrer Kombinationsformeln berechnen. Sämtliche Teile dieser Federn werden ausschließlich auf Biegung beansprucht. Für die Biegefeder aber fanden wir oben die Grundformel (Abschnitt c, 4):

Gleichung 1) $$\frac{f}{p} = \frac{\mathfrak{L} r^2 \lambda}{EJ}$$

Für den durch ein Federstückchen von der Länge $d\mathfrak{L}$ bewirkten Federungsweg df gilt dann, da wir den Faktor λ wegen der geringen Länge des Stückchens gleich 1 setzen dürfen:

$$\frac{df}{p} = \frac{d\mathfrak{L}\, r^2}{EJ}.$$

Den Federungsweg der gesamten Feder erhalten wir, indem wir gemäß der Kombinationsformel

$$f = f_1 + f_{11}$$

addieren, und finden

$$\frac{f}{p} = \frac{1}{p}\int df = \frac{1}{EJ}\int_0^{\mathfrak{L}} r^2\, d\mathfrak{L}.$$

Nun bezeichnen wir (Fig. 78) mit R den „generellen Hebel" der Feder, d. i. den Abstand des Angriffspunktes der Kraft von der Federachse, mit H den Windungshalbmesser, mit α den Lagewinkel, d. h. den Winkel, welchen der Halbmesser des ins Auge gefaßten Stückchens mit dem Halbmesser des Federanfangs bildet, und zwar längs der Schraubenlinie der Feder gemessen, mit A endlich den Lagewinkel des freien Federendes in Bogenmaß ausgedrückt. Dann ist an Hand der Figur 78 leicht einzusehen, daß für den „individuellen Hebel" des einzelnen Stückchens der Drill-Schraubenfeder gilt:

$$r = R - H\cos\alpha$$

und ferner, daß

$$d\mathfrak{L} = d\alpha \cdot H,$$
$$\mathfrak{L} = AH.$$

Wir haben mithin:

$$\frac{f}{p} = \frac{1}{EJ}\int_0^{\mathfrak{L}} (R - H\cos\alpha)^2\, d\mathfrak{L}$$

$$= \frac{1}{EJ}\left(R^2\int_0^{\mathfrak{L}} d\mathfrak{L} - 2RH^2\int_0^{A}\cos\alpha\cdot d\alpha + H^3\int_0^{A}\cos\alpha^2\cdot d\alpha\right)$$

$$= \frac{1}{EJ}\left(R^2\,\mathfrak{L} - 2RH^2\sin A + H^3\left(\frac{\sin 2A}{4} + \frac{A}{2}\right)\right)$$

$$= \frac{1}{EJ}\left(\mathfrak{L}R^2 + \frac{\mathfrak{L}H^2}{2} - 2RH^2\sin A + \frac{H^3\sin 2A}{4}\right).$$

Besteht nun die Feder aus einer ganzen Zahl von Halbwindungen, so wird $\sin A = 0$ und $\sin 2A = 0$, und wir haben:

Gleichung 2) $$\frac{f}{p} = \frac{\mathfrak{L}}{EJ}\left(R^2 + \frac{H^2}{2}\right).$$

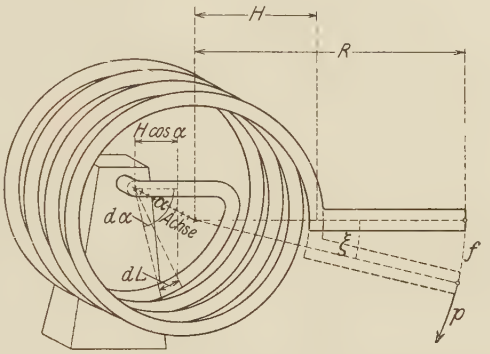


Fig. 78. Mechanisches Prinzip der Drill-Schraubenfeder, H Windungshalbmesser, R genereller Hebel, α Lagewinkel, ξ Drillwinkel.

Bei der Beanspruchung der Drill-Schraubenfeder gemäß Fig. 78 wie sie unsre vorstehende Rechnung voraussetzt, wird die Feder in doppelter Weise verbogen: erstens durch Drillung um die Federachse herum (Drillwinkel ξ), zweitens durch Senkung des freien Endes der Federachse, indem die Windungen sich in der Richtung des angreifenden Zugs verlagern. Wir können diese Verlagerung hintanhalten, etwa dadurch, daß wir das freie Ende der Feder an einer um eine feste Achse drehbaren Scheibe festmachen (in Fig. 65D angedeutet, bei den Uhrentriebfedern verwirklicht), also eine die Verlagerung verhindernde und nur noch die Drillung zulassende Führung anbringen.

Dann ist der Federungsweg kleiner, und zwar ist er gleich dem in Bogenmaß ausgedrückten Drillwinkel multipliziert mit dem generellen Hebel:

$$f = \xi \cdot R\,.$$

Ferner gelten die Kombinationsformeln:

$$\xi = \xi_1 + \xi_2 \quad \text{und} \quad \xi = \int d\xi\,.$$

Aus Abschnitt c, 1 und Fig. 59 ergibt sich für den Winkel $d\xi$, um den ein Federstückchen von der Länge $d\mathfrak{L}$ gebogen wird, die Gleichung:

$$d\xi = \frac{d\mathfrak{L}}{\varrho} = \frac{d\mathfrak{L}\cdot m}{EJ}\,,$$

und wenn wir wieder $m = r\,p$ einführen:

$$\frac{d\xi}{p} = \frac{d\mathfrak{L}\cdot r}{EJ}\,.$$

Daraus folgt für den Federungsweg der ganzen Feder:

$$\frac{f}{p} = R\xi = \frac{R}{p}\int d\xi = \frac{R}{EJ}\int_0^{\mathfrak{L}} r\, d\mathfrak{L} = \frac{R}{EJ}\int_0^{\mathfrak{L}} (R - H\cos\alpha)\cdot d\mathfrak{L}\,.$$

Die in entsprechender Weise wie vorhin durchgeführte Integration ergibt:

$$\frac{f}{p} = \frac{\mathfrak{L} R^2}{EJ} - \frac{RH^2 \sin A}{EJ} .$$

Der $\sin A$ enthaltende Posten auf der rechten Seite verschwindet wieder, wenn wir eine ganze Zahl von Halbwindungen haben, und wir erhalten schließlich die gleiche Formel wie zuvor (Gleichung 2), nur ohne den zweiten Posten mit dem Halbmesser H. Dieser zweite Posten jener Formel ist also auf Rechnung der jetzt ausgeschalteten Verlagerung der Windungen zu setzen, der erste Posten auf Rechnung der Drillung.

Umgekehrt verschwindet der erste Posten in unsrer Gleichung 2, wenn wir den Hebel R bis auf Null vermindern. Dieser Fall läßt sich für eine Spiralfeder leicht rein verwirklichen, indem wir die lose und ganz flach gewickelte Feder im Mittelpunkt an der innersten Windung festhalten und an der äußersten Windung eine Kraft in der durch den Mittelpunkt gehenden Richtung angreifen lassen. Es findet dann nur noch Verlagerung der Windungen, keine Drillung mehr statt, die Drillfeder ist zur Zug- oder Druckfeder geworden.

Bei der orthopädischen Verwendung der Drillfeder (vgl. unsre Daumen-Streckapparate) ist meist eine, wenn auch primitive Führung wirksam, außerdem meist der Windungshalbmesser H so klein im Verhältnis zum generellen Hebel R, daß wir aus doppeltem Grunde den zweiten Posten der Gleichung 2 vernachlässigen dürfen. Diese gilt dann, nachdem der Halbmesser H fortgefallen ist, ebenso wie für die Drill-Schraubenfeder auch für die Drill-Spiralfeder, welche ja als eine Schraubenfeder mit gleichmäßig sich änderndem Halbmesser aufgefaßt werden kann.

Die in Tabelle 33 für die verschiedenen Drillfedern aufgezeichneten Federungswege ergeben sich aus der so vereinfachten Grundformel durch Einsetzen der für die Trägheitsmomente bei rundem und bei rechteckigem Querschnitt früher mitgeteilten Ausdrücke. Außerdem haben wir in dieser Tabelle den generellen Hebel, eben weil er für unsre praktischen Zwecke eine besondere Rolle gegenüber den individuellen Hebeln nicht spielt, statt mit R mit dem für die Biegefedern sonst angewendeten Buchstaben r bezeichnet.

Wenn wir die zulässige Beanspruchung der Drill-Schraubenfedern und der Drill-Spiralfedern auf Grund der in Abschnitt d gegebenen Formeln berechnen, ist zu beachten, daß der gefährdete Querschnitt sich jeweils an der vom Angriffspunkt abgelegensten Stelle der Feder befindet, da dort die angreifende Kraft mit dem längsten Hebel und also mit dem größten Drehmoment wirkt. Die Länge dieses Hebels ist gleich $R + H$. Liegt, wie meist bei der orthopädischen Verwendung dieser Federn der Angriffspunkt weit von der Feder ab, so können wir H gegen R vernachlässigen und dann — aber auch nur dann — die vereinfachten Formeln anwenden, welche die Tabelle 33 für die Festigkeit dieser Federn gibt.

h) Biegung gewickelter Federn mit gestützten Windungen. Unsre für die Biegung der vier Hauptarten gewickelter Federn gefundenen Formeln setzen voraus, daß beim Biegen alle Windungen sich allseitig frei bewegen können. Diese Formeln bedürfen nun einer Korrektur für den Fall, daß die einzelnen Windungen teilweise aufliegen, insbesondere daß sie sich gegenseitig stützen, wie das bei der dichtgewickelten Biege-Schraubenfeder der Fall ist und im vorigen Paragraphen (S. 377) genauer beschrieben wurde. Dadurch, daß die einzelnen Windungen einer solchen Feder bei

der Biegung nurmehr mit den Höchstpunkten der Bogen auseinanderrücken, nicht aber, wie das bei allseitig beweglichen Windungen der Fall ist, gleichzeitig mit den Tiefstpunkten der Bogen sich nähern — denn diese Tiefstpunkte liegen ja bereits so nahe als möglich aneinander — wird die Formänderung der Feder offenbar erschwert, ihre Gesamtbiegung vermindert. Und zwar vermute ich, daß sie gerade auf die Hälfte zurückgeführt wird, da ja bei freier Beweglichkeit anscheinend das Auseinanderrücken oben und das Zusammenschieben unten gleichviel zur Gesamtbiegung beitragen, wie das Fig. 79 veranschaulicht.

Trifft diese Vermutung zu, so erhalten wir in diesem Falle nur halb so große Federungswege wie sonst und müssen die in unsern bisherigen Formeln für $\frac{f}{p}$ und $\frac{\varphi}{m}$ angegebene Werte durch 2 dividieren. Diese Vermutung wird durch das Ergebnis einiger Versuche (Tabelle 35, 2, S. 437, § 90 Schluß) so weit bestätigt, daß wir sie einstweilen unsrer Berechnung zugrunde legen dürfen.

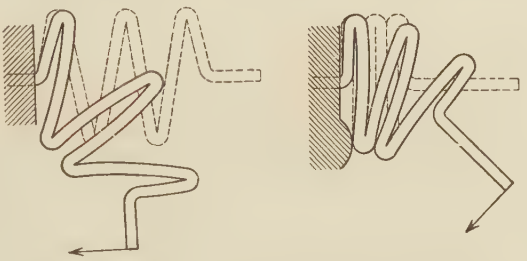


Fig. 79. Offen gewundene und dicht gewundene Serpentinfeder. Bei letzterer stützen sich die Windungen der auf Biegung über die Kante beanspruchten Feder gegenseitig, der Biegungswinkel ist daher nur halb so groß wie bei der offen gewundenen Feder.

Ich vermute nun weiter, daß auch die Deformationen, welche die einzelnen Teile der Feder erleiden ebenso wie die Gesamtbiegung durch die Stützung auf die Hälfte zurückgeführt werden, daß mithin um gleich starke Deformationen wie bei der ungestützten Feder zu bewirken, es doppelter Kraft bedarf, und die Feder also doppelt so stark wie sonst belastet werden kann, ohne über die erlaubte Grenze hinaus verzerrt zu werden. Demnach wären die früher für die zulässige Last $p^\dagger$ und das zulässige Drehmoment $m^\dagger$ gefundenen Werte mit 2 zu multiplizieren, während der Wert für den zulässigen Biegungswinkel $\varphi^\dagger$ natürlich derselbe bleibt.

Es wäre sehr erwünscht, Gewißheit an die Stelle der Vermutungen zu setzen. Zu diesem Zweck müßte die Mechanik der gestützten Windung entweder durch strenge theoretische Überlegungen oder durch umfangreiche Versuchsreihen geklärt werden. Zu beiden fehlte mir Zeit und Beruf. Weitere Versuche wären um so mehr erforderlich, als meine Experimente, von welchem Tabelle 35, 2 ein Beispiel gibt, bei verschiedenen anscheinend gleichartigen Federn ziemlich stark abweichende Werte ergeben haben.

Statt daß die Windungen an ihren Tiefstpunkten sich gegenseitig eine auf die andre stützen, können sie bei der Biege-Spiralfeder sich auch gegen die gemeinsame Unterlagefläche anlehnen, auf welcher die Spiralfeder aufgebracht ist. So bei unserm Apparat Modell RHd Variante (Fig. 50e, doch ist dies Verhalten in der Figur nicht deutlich).

i) Länge der dicht gewickelten Schraubenfeder. Wenn wir die Schraubenfeder dicht wickeln, d. h. so, daß Windung an Windung

liegt, so ergibt sich zwischen den Abmessungen der Feder eine neue Beziehung. Es ist nämlich dann die Länge l der Feder gleich dem Produkt aus dem Drahtdurchmesser d und der Zahl n der Windungen. Oder vielmehr sie wäre diesem Produkt gleich, wenn wir bei der Herstellung der Feder den Draht mathematisch exakt legen könnten. In Wirklichkeit ist dies nicht der Fall und die einzelne Windung nimmt, weil der Draht kleine Buckel und ungewollte Krümmungen aufweist, etwas mehr Raum in Anspruch und die Federlänge ist etwas größer als der Drahtstärke entspricht. Das heißt, wir haben die Gleichung:

$$l = \chi n d$$

worin χ einen unechten Bruch bezeichnet, dessen Wert ein wenig über 1 liegt.

Der Wert des Koeffizienten χ ist nach meiner Erfahrung um so größer, je größer das Verhältnis des Windungsdurchmessers zum Drahtdurchmesser ist. Im übrigen unterliegt er starken Schwankungen, welche vermutlich von Zufälligkeiten bei der Wickelprozedur abhängen. Ich habe den Zahlenwert von χ bei der in unsern Radialisschienen Modell RHa und RHc und dem Spitzfußapparat Modell PT verwendeten Federn gleich 1,01 bis 1,06 gefunden. Wir wollen χ als den Unvollkommenheits-Koeffizienten der dichten Wicklung bezeichnen.

k) Gestauchte Schraubenfeder. Wir können die Schraubenfeder so herstellen, daß nicht nur Windung an Windung liegt, sondern daß obendrein die eine gegen die andre drückt. Wir haben eine solche Feder mit aufeinandergepreßten Windungen früher (§ 66) als gestauchte Feder bezeichnet. Die Windungen der gestauchten Feder weichen erst dann auseinander und die Feder fängt erst dann an, sich zu verlängern (falls es sich um eine Zugfeder handelt) oder sich zu biegen (falls sie auf Biegung beansprucht wird) wenn der angreifende Zug oder das biegende Drehmoment einen Mindestwert überschritten hat.

Nun wird in allen unsern orthopädischen Apparaten ein Mindestwert von ziehender oder biegender Kraft verlangt. Andrerseits ist der für die Unterbringung der Feder zur Verfügung stehende Raum meist beschränkt. Wir sparen nun an Raum, wenn wir die Formänderungen der Feder unterhalb der Mindestgrenze der Beanspruchung ausschalten. Aber darunter darf natürlich die andre wichtige Eigenschaft der orthopädischen Feder, die Weichheit, nicht leiden, d. h. von der Grenze an, wo wir die Feder orthopädisch benützen, sollen die Windungen bei gleichmäßig zunehmendem Zug möglichst rasch auseinanderweichen. Der ideale Fall wäre nun, wenn wir es so einrichten könnten, daß die Feder bis zur Mindestgrenze der Beanspruchung überhaupt nicht, von dort an aber sofort mit voller Weichheit, d. h. mit dem unverkürzten relativen Federungsweg und Winkelausschlag arbeiten würde, wenn also Dehnbeginn und freie Dehnung wie wir es früher nannten, zusammenfielen. Tatsächlich läßt sich dieses Ideal nicht verwirklichen. Die Dehnung der Feder und das Auseinanderweichen der Windungen erreicht immer erst allmählich den vollen Wert des relativen Federungsweges und des relativen Winkelausschlages.

Wir bezeichnen den Federungsweg, welchen eine gestauchte Zug-Schraubenfeder bis zum Beginn der freien Dehnung zurücklegt, als Freidehnungsweg f_{frei} und die Belastung, welche zur Erreichung der freien Dehnung erforderlich ist, als Freidehnbelastung p_{frei}, ferner als $\frac{f}{p}$ wie bisbisher die relative Federungsstrecke bei freier Dehnung. Dann gilt

$$f_{frei} = \eta\, p_{frei} \frac{f}{p},$$

wobei η einen echten Bruch bezeichnet, dessen Wert um so geringer ist, je vollkommener die Stauchung gelungen ist, d. h. je näher Dehnbeginn und freie Dehnung beieinander liegen. Im idealen Fall würde $\eta = 0$ werden. Wir nennen η den Unvollkommenheits-Koeffizienten der Stauchung. Nach meiner Erfahrung läßt sich der Wert η in allen Fällen bis auf $^1/_4$ herabdrücken, gelegentlich noch weiter; vgl. Tabelle 34, S. 436.

l) An drei Stellen gehaltene Biegefeder. Wir haben bisher stets angenommen, daß unsre Biegefeder nur an ihren beiden Endpunkten mit andern Körpern, d. h. in unserm Fall mit den übrigen Teilen unsres orthopädischen Apparates in Verbindung steht, und zwar so, daß sie an einem Punkt, dem Einspannort, unbeweglich festgemacht ist, am andern, dem Angriffspunkt, dagegen nur gelenkig mit dem Apparatenteil und durch ihn mit dem Leibesglied, auf welches sie wirken soll, verbunden ist, in der ganzen Strecke zwischen beiden Enden also frei schwebt.

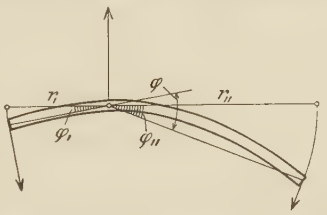


Fig. 80. An drei Stellen gehaltene Biegefeder. Es gilt:

$$\varphi = \varphi_1 + \varphi_2$$

und

$$m = m_1 = m_2 .$$

(Nebenbei bemerkt: daß die eine Verbindung eine gelenkige sei, ist nötig, damit das Endstück der Feder jene leichten Drehungen und Verschiebungen ausführen kann, welche ihrer inneren Natur, d. h. dem Gesetz der elastischen Linie, nach dem sie sich biegt, entsprechen. Die Annahme aber, daß die Biegung nach diesem Gesetze statthat, liegt allen unsern bisherigen Berechnungen zugrunde. Würde auch das zweite Ende fest eingespannt sein und die dort angreifende Gewalt so wirken, daß sie der Feder eine wesentlich andre Formänderung aufzwänge, als wenn sie gelenkig angriffe, dann wären die mechanischen Verhältnisse ganz verschieden von denen, welche unsre bisherigen Überlegungen voraussetzen, worauf wir jedoch, da dieser Fall praktisch keine Rolle spielt, nicht einzugehen brauchen.)

Wir können nun die Biegefeder noch ganz anders im Apparat anbringen, nämlich so, daß sie an drei Stellen mit ihm verknüpft ist und zwar an allen drei Stellen gelenkig, wie es Fig. 80 veranschaulicht. Eine feste Einspannstelle fehlt. Wir führen aber für die Berechnung eine solche ein indem wir annehmen, daß die Feder aus zwei Halbfedern zusammengesetzt sei, welche an der Stelle, wo das stärkste biegende Drehmoment wirkt, — im allgemeinen ist dies die mittlere Befestigungsstelle — zusammenstoßen und an dieser Nahtstelle jede an und in der andern eingespannt ist.

Jede hat dann dort ihren festen Einspannort, während die beiden Enden der Gesamtfeder die Angriffspunkte der beiden Teilfedern darstellen. Die Wirkung jeder Halbfeder berechnen wir dann in alter Weise, die Summierung aber nehmen wir auf Grund folgender durch diese Anordnung und Auffassung sich ergebender Kombinationsformeln vor.

Wenn keine Rotation der Gesamtfeder um die mittlere Befestigungsstelle bzw. die Nahtstelle der beiden Halbfedern stattfinden soll, so müssen die Drehmomente der beiden an dieser Stelle entgegengesetzt gleich sein. Unter Vernachlässigung der Vorzeichen schreiben wir also:

$$m_{,} = m_{,,} .$$

Dieselbe Größe hat offenbar das Drehmoment, mit welchem die gesamte Feder auf den übrigen Apparat (und durch diesen auf die zu bewegenden Leibesglieder) einwirkt, wenn, wie wir annehmen, die Drehachse durch die mittlere Befestigungsstelle hindurchgeht. Also gilt:

$$m = m_{,} = m_{,,} .$$

Ferner ist der Winkel, um welchen die Enden der Feder sich biegen, wenn wir den mittlern Befestigungspunkt als Achse annehmen (Fig. 80), gleich der Summe der Biegungswinkel der beiden Halbfedern, d. h.

$$\varphi = \varphi_{,} + \varphi_{,,} .$$

Daraus folgt für die Weichheit die Gleichung:

$$\frac{\varphi}{m} = \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,} + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,} .$$

Für die zulässige Beanspruchung haben wir (vgl. Abschnitt d):

$$m_{,}^{\dagger} \geqq m^{\dagger} \leqq m_{,,}^{\dagger}$$

und da $\varphi^{\dagger} = m^{\dagger}\frac{\varphi}{m}$ ist (§ 68a, 70b Anm.):

$$\frac{\varphi_{,}^{\dagger}}{\left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,}} \geqq \frac{\varphi^{\dagger}}{\frac{\varphi}{m}} \leqq \frac{\varphi_{,,}^{\dagger}}{\left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,}}$$

$$\varphi_{,}^{\dagger}\left(1 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,} \Big/ \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,}\right) \geqq \varphi^{\dagger} \leqq \varphi_{,,}^{\dagger}\left(1 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,} \Big/ \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,}\right) .$$

Es sei noch darauf hingewiesen, daß es für unsre obigen Überlegungen nicht wesentlich ist, daß wirklich eine mittlere Befestigungsstelle vorhanden ist, an der die Feder mit dem übrigen Apparat sich verbindet. Es genügt vielmehr, wenn der Angriff an beiden Enden gelenkig erfolgt, womit dann gleichzeitig gegeben ist, daß das stärkste Drehmoment auf den Federquerschnitt nicht wie gewöhnlich an einem Ende, sondern inmitten der Feder ausgeübt wird. Dann ist unsre obige Auffassung, daß an dieser Stelle zwei Halbfedern eine in der andern eingespannt seien, zulässig, einerlei, ob und wie diese Stelle mit dem übrigen Apparat verbunden ist. Auch braucht, wie schon erwähnt, die mittlere Befestigungsstelle, wenn sie vorhanden ist, nicht mit der Stelle des stärksten Drehmoments (Nahtstelle) zusammenzufallen. Daher gelten unsre obigen Formeln auch für eine An-

bringungsweise der Feder, wie sie unser Finger-Streckapparat Modell RFr (Fig. 147 und Werkstattzeichnung Fig. 149) aufweist, bei dem diese Stelle völlig frei schwebt. Und zwar ist es in diesem Falle die am stärksten ausgebauchte Stelle der Feder, an welcher das größte Drehmoment wirkt und eben diese stärkste Biegung hervorruft; diese Stelle ist daher als der Ort, wo die beiden Halbfedern sich begegnen, anzusehen.

§ 69. Zulässige Beanspruchung und Hochbeanspruchung.

Um unsre im vorigen Paragraphen aufgestellte Formeln für die Beanspruchbarkeit richtig zu verstehen und zu benützen, ist es wichtig, daß wir uns über die darin verwendeten Begriffe der zulässigen Spannung k_b und k_d etwas genauer Rechenschaft geben. Einige Worte über diese Dinge werden dem ärztlichen Leser vielleicht auch deshalb willkommen sein, weil die in der technischen Literatur niedergelegten Anschauungen der Forscher, soweit ich zu sehen vermag, noch vielfach auseinandergehen und der wünschenswerten Klarheit ermangeln. Diese Schwierigkeiten rühren teilweise davon her, daß wir es hier wieder mit in letzter Linie teleologischen Begriffen zu tun haben, sodann aber daher, daß die betreffenden Eigenschaften unsres Materials außerordentlich wechseln, daß kleinste Unterschiede der chemischen Zusammensetzung oder der Behandlung große Abweichungen in der Festigkeit bedingen, ohne daß es bisher gelungen ist, in einfacher und übersichtlicher Weise die Gesetze dieses Wechsels zu formulieren. Aus der Fülle der Einzeltatsachen, mit der wir es daher in der Festigkeitslehre zu tun haben, sind aber doch nur wenige für unsre praktischen Zwecke von Bedeutung, und auf sie möchte ich hier kurz hinweisen.

Wenn man ein Stück gehärteten Stahl mit wachsender Belastung beansprucht, etwa einen Stahldraht allmählich immer stärker zieht oder biegt, so erweist sich der Federungsweg der Belastung proportional (Hookes Gesetz), und nach der Entlastung kehrt der Draht jeweils so gut wie vollkommen in die Ausgangslage zurück; er ist, wie wir sagen, vollkommen elastisch. Sobald aber die Belastung eine gewisse Höhe überschreitet, ändert sich sein Verhalten dahin, daß erstens die Federungsausschläge verhältnismäßig stärker wachsen als die Belastungen, die Proportionalität zwischen Lastzuwachs und Wegzuwachs also verlorengeht, und daß zweitens der Draht nicht mehr vollkommen zurückfedert, vielmehr eine dauernde Deformation zurückbleibt, die Elastizität also unvollkommen wird. Wir haben die Elastizitätsgrenze und Proportionalitätsgrenze, welche beide beim Stahl ganz nahe zusammenliegen, überschritten. Bei weiterer Zunahme der Belastung kommen bald sehr erhebliche bleibende Formänderungen zustande: man sagt dann, daß das Material fließt, daß es Streckungen und Quetschungen erleidet und spricht von der Fließgrenze oder der Streck- und Quetschgrenze. Bei noch stärkerer Belastung endlich geht der Zusammenhang der Teile verloren, es erfolgt der Bruch oder die Zerreißung, wir haben die Festigkeitsgrenze überschritten.

Als zulässige Beanspruchung können wir bei unsern Sprungfedern diejenige bezeichnen, bei welcher nach der Entlastung noch vollkommene Rückkehr in den Ausgangszustand stattfindet. Die zulässige Belastung $p^{\dagger}$

liegt also an oder etwas innerhalb der Elastizitäts- und Proportionalitätsgrenze. Diese selber aber ist nun außerordentlich verschieden hoch bei verschiedenen Stahlsorten, ferner je nach der Art der Beanspruchung und endlich je nach der Vorbehandlung des Stahls. Was die Sorte anlangt, so gelten die oben (§ 68a) mitgeteilten Werte für k_b und k_d für Federstahl; für gewöhnlichen Flußstahl ist nur ein geringer Bruchteil, nur etwa der siebente Teil der dort angegebenen Beanspruchung zulässig, während von besonders gutem Spezialstahl noch wesentlich höhere Belastung ohne Schaden vertragen wird.

Was die Art der Beanspruchung anlangt, so gelten unsre Zahlen für den Fall, daß der Stahl abwechselnd in einer bestimmten Richtung beansprucht und dann wieder entlastet wird; bei dauernd gleichbleibender Beanspruchung ist höhere Belastung zulässig, bei einer Beanspruchung, die abwechselnd in entgegengesetzten Richtungen statthat, also etwa abwechselnd zieht und drückt oder abwechselnd nach entgegengesetzten Seiten verbiegt, nur die halbe Belastung (Wöhlers Versuche vgl. C. Bach, a. a. O., 1908, S. 77).

Was endlich drittens die Vorgeschichte des betreffenden Stahlstücks anlangt, so seien aus vielen nur folgende für uns besonders wichtige Tatsachen erwähnt. Die Elastizitätsgrenze wird durch Beanspruchungen, welche diese Grenze überschreiten, selber gehoben, der Stahl also durch die starke Anstrengung, die wir ihm zumuten, sozusagen den hohen Ansprüchen angepaßt, nach ihnen formiert, vorausgesetzt, daß die Beanspruchung unterhalb der Quetsch- und Streckgrenze bleibt. Wird diese wesentlich überschritten, so tritt der umgekehrte Erfolg ein: Die Elastizitätsgrenze fällt. Durch Beanspruchung im entgegengesetzten Sinn (also etwa Biegung nach der umgekehrten Seite als bisher) wird gleichfalls die Elastizitätsgrenze für die ursprüngliche Art der Beanspruchung herabgesetzt (Bauschinger). Die Zahlen unsrer Tabelle 33, S. 434 gelten für Material, das nicht in besonderer Weise vorbereitet ist, sondern in dem Zustand, wie es die Fabrik verläßt, sich befindet.

Aus vorstehenden Tatsachen ergibt sich für den Prothesenbauer, welcher, wie schon besprochen, in den meisten Fällen darauf denken muß, aus seinen Sprungfedern die höchstmögliche Leistung herauszuholen, daß er gelegentlich seine Federn höher als es unsre Formeln anzeigen beanspruchen darf oder vielmehr beanspruchen soll, wenn dadurch besondere Vorteile erzielt, zweckmäßige Konstruktionen vielleicht überhaupt erst möglich gemacht werden, wiewohl er für gewöhnlich, um möglichst sicher zu gehen, sich innerhalb der Grenzen der Normalbeanspruchung halten wird. Solche absichtliche und überlegte Überschreitungen dieser Grenzen wollen wir Hochbeanspruchung nennen.

Wir wollen ferner als Beanspruchungsgrad τ die Zahl bezeichnen, mit welcher wir die aus unsern Formeln errechnete höchste zulässige Beanspruchung multiplizieren müssen, um den Betrag der Hochbeanspruchung ziffernmäßig auszudrücken. Das heißt, wenn wir mit p_a die Last bezeichnen, welche wir unsrer Feder im äußersten Fall zumuten, so ist

$$p_a = \tau\, p^\dagger \quad \text{und} \quad \tau = \frac{p_a}{p^\dagger}$$

und weiter auf Grund unsrer Umrechnungsformeln (§ 68a)

$$\tau = \frac{f_a}{f^\dagger} = \frac{m_a}{m^\dagger} = \frac{\varphi_a}{\varphi^\dagger} .$$

Wir können den Beanspruchungsgrad τ also auch definieren als das Verhältnis zwischen der äußersten zugemuteten und der äußersten auf Grund unsrer Formeln zulässigen Beanspruchung. Dieses Verhältnis τ stellt dann im Fall der Hochbeanspruchung einen unechten Bruch dar, dagegen einen echten Bruch im entgegengesetzten Fall der Unterbeanspruchung, d. h. wenn die wirkliche Belastung hinter der theoretisch zulässigen zurückbleibt.

Ferner ergibt sich aus den mitgeteilten Beobachtungen, daß es erwünscht ist und, wenn Hochbeanspruchung stattfindet, eigentlich unerläßlich ist, daß der Prothesenbauer das Federmaterial, das er zu verwenden gedenkt, selber auf die zulässige Beanspruchung prüft, da im Handel Stahlsorten von sehr verschiedener Beschaffenheit und elastischen Eigenschaften vorkommen, welche äußerlich gar nicht zu unterscheiden sind und auch durch die Handelsmarke, unter welcher sie verkauft werden, in dieser Hinsicht nicht genügend gekennzeichnet sind. Wir werden daher auf die Methode solcher Prüfungen noch ausführlich zurückkommen (§ 71a).

Werfen wir jetzt einen Blick auf das Ergebnis der in Tabelle 31 mitgeteilten Prüfungen eines federnden Stahlblechstreifens! Wir sehen, daß der Stahl bei der ersten Prüfung, nachdem er also eine besondere Vorbehandlung nicht erfahren hat, sondern sich in dem Zustand befindet, in welchem er die Fabrik verläßt, eine Elastizitätsgrenze aufweist, bei der die Spannung der stärkst beanspruchten Fasern $\sigma = 4800$ kg/cm² beträgt, also fast genau soviel wie der unsern Formeln zugrunde gelegte Wert $k_b = 5 \cdot 10^6$ g/cm² angibt (§ 68a). Durch Umwenden des Blechstreifens und Biegung in der entgegengesetzten Richtung sinkt dieser Wert auf einen geringen Bruchteil seiner Höhe, durch fortgesetzte und allmählich steigende Belastung in gleicher Richtung nimmt er zu, und zwar bis zu 27900 kg/cm², also reichlich dem Fünffachen des Anfangswertes.

Da nun unsre Federn bei normaler Benutzung im allgemeinen immer in der gleichen Richtung beansprucht werden, so dürfen wir ihnen offenbar eine gewisse Hochbeanspruchung zumuten. Den Grad derselben zu bestimmen ist allerdings schwer. Er wird im einzelnen Fall unter anderm davon abhängen, wie groß die Gefahr ist, daß etwa bei unsachgemäßer Behandlung Beanspruchung in entgegengesetzter Richtung oder noch weitgehende Beanspruchung in der normalen Richtung stattfindet, ferner davon, wie stark die Leistungen der Prothese durch eine leichte Deformation der Feder beeinträchtigt werden, und sodann davon, wie leicht eine deformierte Feder ausgewechselt und durch eine neue ersetzt werden kann. Im allgemeinen, kann ich sagen, habe ich bei Hochbeanspruchungen bis zu $\tau = 1{,}6$ noch gute Erfahrungen gemacht, $\tau = 2$ halte ich für die Grenze, die nicht überschritten werden sollte. Im übrigen ist jede Hochbeanspruchung unerfreulich und sollte immer nur mit strenger Indikation, d. h. um sonst nicht erreichbare Vorteile zu verwirklichen, zugelassen wer-

Tabelle 31.

Materialprüfung: Elastizitätsgrenzen eines Stahlblechstreifens

(Rechteckfeder) (Fig. 81, 82, Text § 71a).

Blechdicke $h = 0{,}038$, Breite $b = 1{,}38$, nutzbare Länge $l = 25$ cm

Widerstandsmoment $W = \frac{1}{6} b h^2 = \frac{1}{2270}$ cm³.

Last p kg	Abstand r cm	Drehmoment $m = p\frac{r}{4}$ cm kg	Zunahme	Bleibende Durchbiegung cm	Zunahme	Grenzwert
		Erste Prüfung				
0	25,0	0				
			1,2			
0,2	24,0	1,2		0		
			0,9		0	← Elastizitätsgrenze bei Spannung $\sigma = \frac{m}{W}$ $= 2{,}1 / \frac{1}{2270}$ $= 4800$ kg/cm²
0,4	21,4	2,1			0,01	
			0,8	0,01		
0,6	19,6	2,9				
			0,7	0,01		
0,8	18,1	3,6				
			0,6	0,01		
1,0	16,7	4,2			0,01	
			0,6	0,02		
1,2	15,9	4,8				
			0,4	0,02		
1,4	14,8	5,2			0,01	
			0,4	0,03		
1,6	14,0	5,6			0,01	
			0,4	0,04		
1,8	13,4	6,0			0,01	
			0,4	0,05		
2,0	12,9	6,4			0,01	
			0,4	0,06		
2,2	12,4	6,8			0,01	
			0,4	0,09		
2,4	12,0	7,2			0,03	

Nachdem 2 kg während 22 Stunden angehängt waren:

		Zweite Prüfung				
0						
			1,2			
0,2	23,9	1,2		0		
			1,0		0	
0,4	21,6	2,2				
			0,7	0		
0,6	19,6	2,9				
			0,7	0		
0,8	18,0	3,6				
			0,6	0		
1,0	16,7	4,2				
			0,5	0		
1,2	15,7	4,7				
			0,5	0		
1,4	14,8	5,2				
			0,4	0		
1,6	14,1	5,6				
			0,4	0		
1,8	13,4	6,0				
			0,5	0		
2,0	12,9	6,5				
			0,3	0		
2,2	12,4	6,8				
			0,5	0		
2,4	12,1	7,3			0,02	← Elastizitätsgrenze bei $\sigma = 16600$ kg/cm²
			0,2	0,02		
2,6	11,6	7,5				
			0,5	0,02		
2,8	11,4	8,0			0,02	
			0,3	0,04		
3,0	11,0	8,3			0,03	
			0,3	0,07		
3,2	10,8	8,6				

Last p kg	Abstand r cm	Drehmoment $m = p\frac{r}{4}$ cm kg	Zunahme	Bleibende Durchbiegung cm	Zunahme	Grenzwert
3,4	10,6	9,0	0,4	0,08	0,01	
3,6	10,4	9,4	0,4	0,10	0,02	
3,8	10,2	9,7	0,3	0,11	0,01	
4,0	10,0	10,0	0,3	0,12	0,01	
4,2	9,8	10,3	0,3	0,14	0,02	
4,4	9,7	10,7	0,4	0,15	0,01	
4,6	9,6	11,0	0,3	0,19	0,04	
4,8	9,4	11,3	0,3	0,22	0,03	
5,0	9,2	11,5	0,2	0,28	0,06	
5,2	9,1	11,8	0,3	0,28		
5,4	8,9	12,0	0,2	0,30	0,02	
5,6	8,9	12,5	0,5	0,34	0,04	← Fließgrenze bei $\sigma = 28400$ kg/cm²
5,8	8,8	12,8	0,3	0,42	0,08	
6,0	8,7	13,1	0,3	0,50	0,08	
6,2	8,6	13,3	0,2	0,54	0,04	
6,4	8,5	13,6	0,3	0,61	0,07	

Nachdem der Blechstreifen gewendet ist (Unter- und Oberseite vertauscht sind), folgt die

		Dritte Prüfung				
0						
			1,0		0,01	← Elastizitätsgrenze bei weniger als 0,2 kg Last also $\sigma < 2700$ kg/cm²
0,2	24,3	1,2				
			0,8	0,03	0,02	
0,4	22,0	2,2				
			0,6	0,10	0,07	
0,6	19,9	3,0				
			0,7	0,12	0,02	
0,8	18,2	3,6				
			0,5	0,18	0,06	
1,0	17,0	4,3				
			0,5	0,20	0,02	
1,2	16,1	4,8				
			0,5	0,23	0,03	
1,4	15,2	5,3				
			0,4	0,29	0,06	
1,6	14,4	5,8				
			0,4	0,31	0,02	
1,8	13,7	6,2				
			0,3	0,35	0,04	
2,0	13,2	6,6				
			0,4	0,39	0,04	
2,2	12,6	6,9				
			0,4	0,41	0,02	
2,4	12,2	7,3				
			0,4	0,42	0,01	
2,6	11,9	7,7				

Nachdem 2 kg während 16 Stunden angehängt waren:

Tabelle 31 (Fortsetzung).

Materialprüfung: Elastizitätsgrenzen eines Stahlblechstreifens.

Last p kg	Abstand r cm	Drehmoment $m = p\frac{r}{4}$ cm kg	Drehmoment Zunahme	Bleibende Durchbiegung cm	Bleibende Durchbiegung Zunahme	Grenzwert
Vierte Prüfung (Blechstreifen ist gewendet geblieben)						
0	23,7					
0,2	23,7	1,2		0		
0,4	21,6	2,2	1,0	0		
0,6	19,5	3,0	0,5	0		
0,8	17,9	3,6	0,6	0		
1,0	16,7	4,2	0,6	0		
1,2	15,6	4,7	0,5	0		
1,4	14,8	5,2	0,5	0		
1,6	14,1	5,6	0,4	0		
1,8	13,4	6,0	0,4	0		
2,0	12,8	6,4	0,4	0		
2,2	12,3	6,8	0,4	0		
2,4	12,0	7,2	0,4	0	0,01	← Elastizitätsgrenze bei $\sigma = 16\,300$ kg/cm²
2,6	11,7	7,6	0,4	0,01		
2,8	11,5	8,0	0,4	0,01		
3,0	11,2	8,4	0,4	0,04	0,03	
Nachdem 4 kg und dann 6 kg je 36 Stunden angehängt waren:						
Fünfte Prüfung (Blechstreifen ist gewendet geblieben)						
0						
0,2	23,3	1,2		0		
0,4	21,5	2,2	1,0	0		
0,6	19,3	2,9	0,7	0		
			0,6			

Last p kg	Abstand r cm	Drehmoment $m = p\frac{r}{4}$ cm kg	Drehmoment Zunahme	Bleibende Durchbiegung cm	Bleibende Durchbiegung Zunahme	Grenzwert
0,8	17,5	3,5	0,6	0		
1,0	16,3	4,1	0,5	0		
1,2	15,2	4,6	0,5	0		
1,4	14,7	5,1	0,4	0		
1,6	13,7	5,5	0,3	0		
1,8	12,9	5,8	0,4	0		
2,0	12,4	6,2	0,4	0		
2,2	12,1	6,6	0,5	0		
2,4	11,8	7,1	0,4	0		
2,6	11,5	7,5	0,3	0		
2,8	11,2	7,8	0,3	0		
3,0	10,8	8,1	0,4	0		
3,2	10,6	8,5	0,4	0		
3,4	10,5	8,9	0,3	0		
3,6	10,2	9,2	0,3	0		
3,8	10,0	9,5	0,3	0		
4,0	9,8	9,8	0,3	0		
4,2	9,7	10,1	0,5	0		
4,4	9,6	10,6	0,3	0		
4,6	9,5	10,9	0,5	0		
4,8	9,5	11,4	0,4	0		
5,0	9,4	11,8	0,3	0		
5,2	9,3	12,1	0,2	0		← Elastizitätsgrenze bei $\sigma = 27\,900$ kg/cm²
5,4	9,1	12,3	0,3	0	0,01	
5,6	9,0	12,6	0,3	0,01		
5,8	8,9	12,9	0,3	0,01		
6,0	8,8	13,2	0,4	0,01		
6,2	8,8	13,6		0,01		
6,4	8,8					

den. Wenn angängig arbeite man, um ganz sicher zu gehen, mit einer leichten Unterbeanspruchung.

In der Technik wird bester Stahl unter Umständen bis zu $\tau = 2^1/_2$ und darüber beansprucht. Vgl. „Hütte“, 22. Aufl. 1915, S. 504 und C. Bach, Die Maschinen-Elemente, 10. Aufl. 1908, S. 56, 44.

Über die Namengebung sei noch folgendes bemerkt. In der Tatsache, daß wir gelegentlich eine über die „zulässige Beanspruchung“ hinausgehende Beanspruchung zulassen, liegt ein scheinbarer Widerspruch. Er löst sich aber leicht, wenn wir uns klarmachen, daß wir als zulässige Beanspruchung diejenige bezeichnen, welche in der Maschinentechnik von

maßgebenden Fachleuten als zulässig angesehen wird (§ 68a), daß wir aber in der orthopädischen Technik diese Grenzwerte aus den eben besprochenen Gründen gelegentlich überschreiten dürfen und sollen.

Als Sicherheit bezeichnet man in der Technik das Verhältnis der Festigkeit, d. i. der den Bruch herbeiführenden Belastung, zur tatsächlich zugemuteten Belastung. Man pflegt in der Technik die meisten Konstruktionen mit einer vierfachen Sicherheit, $\mathfrak{S} = 4$, auszuführen, d. h. man setzt fest, daß die zulässige Belastung nur ein Viertel der Bruchbelastung betragen soll und berechnet danach die Abmessungen der Bauglieder. Nun überschreiten wir beim Bau unsrer Prothesen aus den angegebenen Gründen diese zulässige Belastung, und unser Beanspruchungsgrad τ gibt uns das Verhältnis der tatsächlichen zu der sonst in der Technik zulässigen Belastung an. Im selben Verhältnis, in welchem wir die eigentlich zulässige Belastung überschreiten, vermindern wir die Sicherheit.

Obiges Verhältnis der Bruchbelastung zur eigentlich zulässigen Belastung vorausgesetzt, würden wir also für die Sicherheit unsrer Prothesenfedern die Gleichung haben:

$$\mathfrak{S} = \frac{4}{\tau} \quad \text{und} \quad \tau = \frac{4}{\mathfrak{S}}.$$

Es würde also entsprechen

dem	Beanspruchungsgrad	$\tau = 1$	die	Sicherheit	$\mathfrak{S} = 4$
„	„	$\tau = 1{,}6$	„	„	$\mathfrak{S} = 2\frac{1}{2}$
„	„	$\tau = 2$	„	„	$\mathfrak{S} = 2$

Statt den Begriff des Beanspruchungsgrades einzuführen, hätten wir auch den üblichen Begriff der Sicherheit allen unsern Berechnungen zugrunde legen können. Was mich dies zu tun abgehalten hat, war hauptsächlich die Überlegung, daß wir über die Sicherheit unsrer Federn genau genommen gar nicht Bescheid wissen. Denn Versuche über die Festigkeit des Federstahls bei der Beanspruchung auf Biegung und Drillung, die ja bei unsern Federn fast ausschließlich in Betracht kommt, habe ich in der Literatur nirgends gefunden. Nur über die Festigkeit bei Zug liegen Versuche vor. Sie zeigen für besten Stahldraht Werte bis über $20 \cdot 10^6$ g/qcm („Hütte" I, 22. Aufl., S. 501 Anm.). Als zulässige Beanspruchung des Federstahls bei Biegung haben wir früher (§ 68a) den Wert $k_b = 5 \cdot 10^6$ g/qcm angegeben gefunden. Bei gewöhnlichem Stahl wird ferner die Beanspruchbarkeit für Zug und für Biegung annähernd gleich hoch angenommen (Bach 1908, S. 55, „Hütte" I, 22. Aufl., S. 503). Wenn diese Annahme auch für Federstahl zuträfe, so würde die Sicherheit stählerner Federn bei zulässiger Beanspruchung auf Biegung $\mathfrak{S} = \frac{2}{5}^0 = 4$ betragen. Diese Annahme haben wir oben zugrunde gelegt. Ob sie zutrifft? Die auffallend hohen Werte, welche ich bei meinen Materialprüfungen (vgl. Tabelle 31) für die Fließgrenze und Elastizitätsgrenze von auf Biegung beanspruchten Drähten und Blechstreifen aus Federstahl gefunden habe, lassen mich vermuten, daß die Festigkeit des Federstahls bei Beanspruchung auf Biegung höher liegt als bei Beanspruchung auf Zug. Dann würde auch die Sicher-

heit unsrer Prothesenfedern höher sein als unsre obige Berechnung annehmen läßt, welche für den äußersten von uns zugegebenen Beanspruchungsgrad $\tau = 2$ nur die geringe Sicherheit $\mathfrak{S} = 2$ ergibt.

Immerhin wird die Tatsache bestehen bleiben, daß unsre Prothesen geringere Sicherheit als sonst in der Technik üblich aufweisen. Wir rechtfertigen diesen Mangel damit, daß bei den meisten technischen Konstruktionen die Gefahr eines Bruches oder auch nur starker bleibender Formänderungen unbedingt ausgeschlossen werden muß, daß bei unsern orthopädischen Apparaten dagegen eine solche Gefahr den Vorteilen der Leichtigkeit und der Raumersparnis zuliebe in den Kauf genommen werden darf und soll, wie oben schon gesagt wurde.

§ 70. Dimensionierung der Federung.

a) Mit Hilfe der für die Weichheit und die Festigkeit der verschiedenen Federarten gefundenen Formeln gilt es nun im einzelnen Fall die Abmessungen zu bestimmen, welche wir der Feder zu geben haben. Die Lösung dieser Aufgabe erfordert Überlegungen, welche von Fall zu Fall verschieden sind je nach dem orthopädischen Problem, welches gerade gestellt ist, und je nach den technischen Mitteln, welche zur Anwendung kommen. Es ist die Aufgabe und die besondere Kunst des Konstrukteurs, dieses Problem im einzelnen Fall so klar zu erfassen, daß er es mechanisch ausdrücken und mathematisch formulieren kann. Allgemeingültige fertige Formeln lassen sich nicht geben. Wohl aber kann man sich gewisse in vielen Fällen wiederkehrende typische Beziehungen an Beispielen veranschaulichen.

Das erste, was wir zu tun haben, ist, das orthopädische Problem daraufhin zu studieren, daß wir die gliedermechanischen Anforderungen, welche wir an unsre Prothese stellen wollen, mechanisch und rechnerisch erfassen. Aus unsern frühern Überlegungen über das, was wir vom Standpunkt des Arztes aus von der Prothese zu verlangen haben, ergeben sich folgende drei grundlegende Anforderungen: Erstens soll der Apparat einen bestimmten Gesamtausschlag des anatomischen Gelenks, an welchem er angreift, zulassen; zweitens soll die Kraft dieses Angriffs derart sein, daß das erzeugte Drehmoment nicht unter den Mindestwert heruntergeht, der zum Bewegen des gelähmten Gliedes nötig ist; drittens soll dieses Drehmoment auch nicht über einen Höchstwert hinausgehen, um nicht den antagonistischen Muskeln, welche dasselbe bei der Bewegung in entgegengesetzter Richtung zu überwinden haben, zu große Anstrengung zuzumuten.

Wir bezeichnen nun als Initialstellung diejenige Endstellung des Apparates, bei welcher die Sprungfeder die geringste Kraft entfaltet, nur minimal beansprucht wird, und als Abschlußstellung die entgegengesetzte Endstellung, bei welcher die Feder aufs äußerste gespannt ist und daher maximale Kraft entwickelt, wobei wir zunächst immer nur die Verhältnisse an einem einfachen Scharniergelenk im Auge haben. Dann können wir unsre obigen Anforderungen so ausdrücken, daß wir sagen, wir verlangen erstens einen genügenden Winkelunterschied zwischen Ini-

tial- und Abschlußstellung, zweitens einen Mindestwert des Drehmoments, den es bereits bei Initialstellung besitzen soll und drittens einen Höchstwert, über den es auch bei Abschlußstellung nicht hinausgehen darf.

Wir machen nun durch den Index $_i$ die Werte bei Initialstellung, durch den Index $_a$ jene bei Abschlußstellung kenntlich, außerdem kennzeichnen wir durch ein übergesetztes $\wedge$ die am anatomischen Gelenk (Gelenk des Menschen) gemessenen Winkelwerte und Drehmomente, während die ohne solches Zeichen geschriebenen Größen nach wie vor als am Apparat und seinen Gelenken gemessene gelten sollen. Dann haben wir für unsre drei Anforderungen folgende Symbole:

Gesamtausschlag des Gelenks $\overset{\wedge}{\varphi}_a - \overset{\wedge}{\varphi}_i$
initiales Drehmoment $\hat{m}_i$
abschließendes Drehmoment $\hat{m}_a$

b) Wir nehmen nun an, daß unser Apparat ein Gerüstwerk mit physiologischer Achse sei (§ 65), d. h. daß Apparatengelenk und anatomisches Gelenk um ein und dieselbe Achse sich drehen. Dann stimmen die an beiden Gelenken gemessenen Winkel und Drehmomente überein. Auch wenn die beiden Achsen ohne völlig zusammen zu fallen nur nahe beieinander liegen, werden wir meist ohne großen Fehler zu begehen, die beiderlei Werte einander gleich setzen dürfen.

Nehmen wir nun weiter an, die unsern Apparat bewegende Feder sei eine Biegefeder und so angebracht, daß ihre Biegungswinkel, wie wir sie gemäß Fig. 58b oder in dem Fall der an drei Stellen gehaltenen Biegefeder gemäß Fig. 80 messen, mit den Drehungswinkeln des ganzen Apparates übereinstimmen. Vgl. beispielsweise Fig. 50b, c, S. 364. Auch die Drehmomente stimmen dann natürlich überein, und also haben wir als gegebene Anforderungen den Gesamtausschlag der Feder $\varphi_a - \varphi_i$, welcher unsrer Annahme zufolge dem Gesamtausschlag des anatomischen Gelenks $\overset{\wedge}{\varphi}_a - \overset{\wedge}{\varphi}_i$ gleich ist, ihr initiales und ihr abschließendes Drehmoment m_i und m_a, welche mit den Drehmomenten am anatomischen Gelenk $\hat{m}_i$ und $\hat{m}_a$ übereinstimmen. Aus diesen Größen ergibt sich der relative Federungswinkel

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{\varphi_a - \varphi_i}{m_a - m_i},$$

denn wenn $\frac{\varphi}{m}$ für alle Lagen und Beanspruchungen der Feder denselben Wert hat, wie wir das gemäß § 68a annehmen, so gilt:

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{\varphi_a}{m_a} = \frac{\varphi_i}{m_i} = \frac{\varphi_a - \varphi_i}{m_a - m_i}.$$ [1])

[1]) Da auch $\frac{f}{p}$ unsern Voraussetzungen gemäß konstant ist, so bestehen die beiden Reihen von Beziehungen:

$$\frac{f}{p} = \frac{f_a}{p_a} = \frac{f_i}{p_i} = \frac{f_a - f_i}{p_a - p_i} = \frac{f^\dagger}{p^\dagger},$$

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{\varphi_a}{m_a} = \frac{\varphi_i}{m_i} = \frac{\varphi_a - \varphi_i}{m_a - m_i} = \frac{\varphi^\dagger}{m^\dagger}.$$

Ferner haben wir für das zulässige Drehmoment und den zulässigen Federungswinkel unter Berücksichtigung der im vorigen Paragraphen aufgestellten Gleichungen:

$$m^{\dagger} = \frac{m_a}{\tau},$$

$$\varphi^{\dagger} = \frac{\varphi_a}{\tau} = \frac{m_a}{\tau} \cdot \frac{\varphi}{m} = \frac{m_a(\varphi_a - \varphi_i)}{\tau\,(m_a - m_i)}.$$

Diese drei Größen aber, den relativen Winkelausschlag $\frac{\varphi}{m}$ und die zulässigen Beanspruchungen $m^{\dagger}$ und $\varphi^{\dagger}$ haben wir für eine Reihe von Biegefedern früher berechnet und in den Formeln der Tabelle 33, S. 434 zusammengestellt; für weitere Arten von Biegefedern sie zu ermitteln, sind wir gleichfalls in der Lage. — Diese Formeln geben uns die drei in Rede stehenden Größen unsrer Federn als Funktionen ihrer physikalischen Konstanten und ihrer geometrischen Abmessungen. Wir können also umgekehrt, wenn diese drei Größen gegeben sind oder vielmehr ein bestimmter ziffernmäßiger Betrag derselben verlangt wird, die Abmessungen berechnen, welche wir unsrer Feder geben müssen, damit sie diese Anforderungen erfüllt. Damit ist unsre Aufgabe gelöst oder wenigstens der allgemeine Weg zu ihrer Lösung gefunden.

c) Über diese Lösung ist nun freilich noch allerhand zu sagen. Zunächst setzt sie voraus, daß wir die Art der Feder ebenso wie ihre Anbringung im Apparat bereits genau bestimmt haben, denn nur dann wissen wir, welche der verschiedenen Formeln unsrer Tabelle anzuwenden sind. Diese gibt uns dann jeweils drei Gleichungen, je eine für jede der drei in Rede stehenden Größen, jedoch nur zwei voneinander unabhängige Gleichungen, da die drei Größen vermöge der Gleichung:

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{\varphi^{\dagger}}{m^{\dagger}}$$

miteinander verknüpft sind (vgl. oben Anmerkung).

Aus zwei voneinander unabhängigen Gleichungen können wir zwei Unbekannte berechnen. Nun aber hat unsre Feder jedenfalls mehr als zwei Abmessungen, welche wir, um sie anfertigen zu können, kennen müssen. Für eine Schraubenfeder beispielsweise finden wir in unsrer Tabelle 33 den Drahtdurchmesser d, den Windungsdurchmesser D, die Drahtlänge L oder die Federlänge l und endlich den Hebel r aufgeführt. Unsre beiden Gleichungen reichen also nicht aus, um diese alle zu ermitteln. Andrerseits ergeben sich aus den Maßen des gesamten Apparates und des Gliedes, für welches er bestimmt ist, ganz bestimmte Höchstwerte innerhalb deren die Abmessungen unsrer Feder sich zu halten haben. Und zwar, wenn wir es genau überlegen, für alle Abmessungen derselben bis auf eine: nur der Drahtdurchmesser bei einer aus Draht gewickelten Feder und die Blechdicke bei einer aus einem Blechstreifen bestehenden Feder bleibt unserm Belieben überlassen, d. h. in diesem Fall: ist aus den beiden Gleichungen zu berechnen. Also zwei Gleichungen für eine Unbekannte! Danach hätten

wir nicht zu wenig, sondern zu viel Gleichungen. Dabei haben wir aber die Größe τ, den Beanspruchungsgrad, außer acht gelassen. Betrachten wir diese Größe gleichfalls als Unbekannte, so haben wir zwei Unbekannte, welche aus unsern zwei Gleichungen zu ermitteln sind und damit eine klare und korrekt lösbare algebraische Aufgabe. Und dieser Aufgabe gemäß werden wir unsre Gleichungen nachher so umformen, wie es zur Ausrechnung dieser beiden Unbekannten zweckmäßig ist.

Die so gefundenen Werte aber haben für uns sehr verschiedene Geltung und Autorität, wenn ich so sagen darf. Während wir jede Draht- oder Blechstärke, welche uns unsre Formel gibt, billigen und anerkennen und ihr gemäß unsre Feder dimensionieren, können wir uns keineswegs mit jedem Wert τ, welchen wir errechnen, abfinden. Ganz im Gegenteil haben wir den Wunsch, dieser Wert möchte nicht größer, sondern womöglich kleiner als 1 sein, und wenn er diesen Wert überschreitet, dann doch sich innerhalb der früher besprochenen Grenzen halten. Vgl. oben § 69.

Ergibt nun unsre Ausrechnung einen unzulässig hohen Wert für τ, wie das leider oft der Fall ist, dann müssen wir ihn zu vermindern suchen, wozu uns unsre Gleichungen die Wege angeben, indem sie uns sagen, von welchen Größen die Höhe von τ abhängig ist. Es gibt zwei Hauptwege: erstens den, daß wir unsre gliedermechanischen Anforderungen herabsetzen, oder aber zweitens den, daß wir mit größeren Abmessungen des Apparates als ursprünglich beabsichtigt uns abfinden, also sozusagen unsre geometrischen Anforderungen ermäßigen; endlich können wir auf beiden Wegen zugleich vorgehen. Was im einzelnen Fall das richtige ist, vermag uns die mathematische Betrachtung nicht zu sagen. Der Fall liegt vielmehr jetzt mathematisch so, daß wir nicht zwei, sondern ein halbes Dutzend unbekannte oder, wie wir in unserm Fall besser sagen würden, unbestimmte und halbunbestimmte Größen haben, deren genauer Wert erst auf Grund unsrer Gleichungen festgestellt werden soll.

Wir haben also jetzt doch wieder zu viele Unbekannte für die Zahl unsrer Gleichungen und sind mithin nicht imstande, eine ganz bestimmte Dimensionierung unsres Apparates mit mathematischer Sicherheit aus den gegebenen Bedingungen und den gestellten Anforderungen als die allein richtige zu errechnen. Wir wären dazu imstande, wenn wir Maßstäbe und Formeln besäßen, um den Wert dieser verschiedenen Anforderungen und ihrer mehr oder weniger weitgehenden Befriedigung gegeneinander abzumessen und demgemäß eine Unbekannte auf die andre zurückzuführen und durch sie zu ersetzen, beispielsweise Formeln, welche uns sagten, daß der Nachteil einer Mehrbelastung des Antagonisten um die Größe a gleich ist dem Nachteil einer Zunahme des Beanspruchungsgrades um die Größe b oder einer unerwünschten Verlängerung des Apparates um die Größe c. Solche Formeln haben wir nicht und können sie auch nicht ohne Willkürlichkeit aufstellen, weil es für diese verschiedenen Werte keine absoluten Maßstäbe und zahlenmäßige Vergleichsnormen gibt. Vielmehr sind wir darauf angewiesen, diese gegenseitigen Wertverhältnisse mit Hilfe unsres konstruktiven Gefühls, unsres technischen Taktes zu schätzen.

Wir stehen an dem Punkt, wo die Technik aufhört, exakte Wissenschaft zu sein und anfängt, Kunst zu werden. Wir könnten auch sagen an dem Punkt, wo die biologische Betrachtung die physikalische ablöst, indem wir uns erinnern, daß wir in der ersten physiologischen Hälfte unsrer Arbeit, als wir die Anforderungen besprachen, welche der Muskelapparat zu erfüllen hat, gleichfalls eine Mehrzahl von Forderungen aufgestellt haben, die wir nicht auf einen gemeinsamen Nenner bringen können. Da die Feder unsrer Prothese eine Art künstlichen Muskel darstellt, ist es nicht verwunderlich, daß wir bei ihr die gleiche Mehrfaltigkeit inkommensurabler Anforderungen finden. Techniker, Künstler und Biologe sind hier gleichermaßen dem Mann der exakten Naturforschung gegenüber im Nachteil und nicht imstande, ihre Aufgabe ebenso vollkommen wie er zu lösen. Er nämlich vermag die verschiedenen innerhalb eines mechanischen Systems wirksamen Kräfte und Strebungen in eindeutiger Weise gegeneinander aufzurechnen und miteinander zum Ausgleich zu bringen, verschiedene auf denselben physikalischen Körper einwirkende Kräfte oder Forderungen etwa nach dem Satz vom Parallelogramm der Kräfte zu einer einzigen gemeinsamen Resultierenden zusammenzusetzen. Die an ein Lebewesen oder an ein biologisches Organ gestellten Forderungen dagegen können wir, wenn sie entgegengesetzte Eigenschaften zu ihrer Erfüllung verlangen, nur schätzungsweise gegeneinander abwägen, und dasselbe gilt für die einander widersprechenden Anforderungen, welche wir an einen technischen Apparat, an ein architektonisches Kunstwerk stellen.

Sollen wir nun, weil wir die beste Lösung für unsre Prothese nicht glatt errechnen können, auf Rechnung ganz verzichten und uns, wie vielfach beliebt, der reinen Empirie anvertrauen? Gewiß nicht: wenn die theoretische Durchdenkung uns auch nicht bis ganz zum Ziel bringt, so führt sie uns demselben doch sehr nahe und fördert uns so rasch und sicher, wie es die bloße Empirie nie vermag.

d) Nach dieser Abschweifung kehren wir zu unsrer engeren Aufgabe zurück und führen die Berechnung zur Dimensionierung einer Biegefeder, welche wir bisher nur im allgemeinen skizziert haben, an einem Beispiel im einzelnen durch. Wir nehmen an, es handle sich um einen Handgelenk-Streckapparat, unser später genauer zu besprechendes Modell RHb (Fig. 96), bei dem die gliedermechanische Überlegung einen Winkelausschlag $\breve{\varphi}_a - \breve{\varphi}_i = 100°$ und ein initiales Drehmoment $\breve{m}_i = 2000$ als erwünscht, ein abschließendes $\breve{m}_a = 6000$ als zulässig für jede der beiden anhebenden Federn ergeben habe (§ 90), die wir, die eine ulnar, die andre radial neben dem Handgelenk anbringen, so daß die Drehachse dieses Gelenks mit jener der Federn möglichst zusammenfällt und die Winkel des anatomischen Gelenks mit den Biegewinkeln der Feder gleich gesetzt werden dürfen. Wir verwenden dicht gewickelte und gestauchte Schraubenfedern, für deren Biegung wir aus der Tabelle 33 die Formeln entnehmen:

$$m^\dagger = 10^6 d^3 ,$$

$$\varphi^\dagger = \frac{l D \lambda}{d^2} ,$$

wobei d die Drahtstärke, D den Durchmesser der Drahtwindungen, l die Länge der Feder und λ den von dem Verhältnis der Länge zum Hebel r abhängigen Koeffizienten

$$\lambda = 1 - \frac{l}{r} + \frac{1}{3}\left(\frac{l}{r}\right)^2$$

bezeichnet.

Indem wir diese Gleichungen mit den zuvor in Abschnitt *b* für dieselben Werte $m^\dagger$ und $\varphi^\dagger$ gefundenen Formeln kombinieren, erhalten wir:

$$\frac{m_a}{\tau} = m^\dagger = 10^6\, d^3\,,$$

$$\frac{m_a(\varphi_a - \varphi_i)}{\tau(m_a - m_i)} = \varphi^\dagger = \frac{l\,D\,\lambda}{d^2}\,.$$

Hieraus ergeben sich durch Auflösung nach den beiden Unbekannten d und τ die beiden weitern Gleichungen:

$$d^5 = \frac{l\,D\,\lambda(m_a - m_i)}{10^6(\varphi_a - \varphi_i)}\,,$$

$$\tau = \frac{m_a}{10^6\, d^3} = m_a\left(\frac{\varphi_a - \varphi_i}{10^4\, l\, D\,\lambda(m_a - m_i)}\right)^{\frac{3}{5}}.$$

Was die Dimensionen der Federn anlangt, so legen uns der Bau des Apparates und der Ort, an dem wir sie anbringen, folgende Schranken auf: Der Durchmesser der Drahtwindungen D darf nicht über 1,3, die Länge l der Feder nicht über 3 cm betragen; als Hebellänge ergibt sich etwa 9 cm und demgemäß ein Wert

$$\lambda = 1 - \tfrac{3}{9} + \tfrac{1}{3}(\tfrac{3}{9})^2 = \tfrac{19}{27}\,,$$

also ein Wert

$$l\,D\,\lambda = 3 \cdot 1{,}3 \cdot \tfrac{19}{27} = 2{,}74$$

und also schließlich

$$d = \left(\frac{2{,}74 \cdot 4000}{10^6 \cdot 100}\right)^{\frac{1}{5}} = 0{,}1613 \text{ cm},$$

$$\tau = \frac{6000}{10^6(0{,}1613)^3} = 1{,}43\,.$$

Der Beanspruchungsgrad $\tau = 1{,}43$ erscheint noch allenfalls zulässig. Wollten wir ihn vermindern, so könnten wir beispielsweise den Windungsdurchmesser unsrer Feder D noch vergrößern, oder uns mit einem geringern Winkelausschlag $\varphi_a - \varphi_i$ begnügen. Der dadurch erzielbare Gewinn an Sicherheit schien mir aber bei genauer Überlegung die Nachteile, welche wir in den Kauf nehmen müssen, nicht aufzuwiegen, weshalb ich bei obiger Dimensionierung geblieben bin.

Das Gewicht der Federn haben wir bei unsern Überlegungen, weil zu unbedeutend, nicht in Rechnung gestellt. Es wäre aber leicht, dasselbe gleichfalls zu berücksichtigen. Ferner treten zu den besprochenen gliedermechanisch-technischen Gesichtspunkten einige weitere rein technischer Art: die Rücksicht auf einfache und sichere Herstellung der Federn,

ferner darauf, daß nur bestimmte Drahtstärken und Blechdicken im Handel erhältlich sind. Doch brauche ich darauf hier weiter nicht einzugehen, da es sich um Dinge handelt, die den Fachleuten genügend bekannt sind.

e) Wir gehen nun zu einem zweiten Beispiel über und nehmen an, daß die Federung durch ziehenden Angriff auf den Apparat wirkt und zwar als dicht gewickelte Zug-Schraubenfeder, für welche wir die Formeln haben (Tabelle 33):

$$\frac{f}{p} = \frac{l\,D^3}{10^8\,\chi\,d^5}\,,$$

$$p^\dagger = 16 \cdot 10^5\,\frac{d^3}{D}\,,$$

worin d den Durchmesser des Drahts, D den Durchmesser der Drahtwindungen, l die Länge der unbeanspruchten Feder und χ den Unvollkommenheitskoeffizienten der dichten Wicklung bezeichnet.

Auch hier nehmen wir an, habe eine vorausgegangene orthopädische Überlegung festgestellt, um welchen Gesamtwinkel $\breve{\varphi}_a - \breve{\varphi}_i$ das anatomische Gelenk durch den Apparat gedreht werden soll und welches Drehmoment $\breve{m}_i$ in der Initialstellung erforderlich, welches Drehmoment $\breve{m}_a$ in der Abschlußstellung erwünscht ist. Unsre Feder aber biegt und dreht sich selber nicht, sondern streckt sich bloß, und wir müssen daher erst obige gliedermechanische Forderungen in federmechanische übersetzen, indem wir statt des Gelenkwinkels $\breve{\varphi}_a - \breve{\varphi}_i$ die zugehörige Streckung der Feder $f_a - f_i$ und statt der Drehmomente $\breve{m}_i$ und $\breve{m}_a$ die von der Feder ausgeübten Zugstärken oder Spannungen p_i und p_a einführen.

Welche Streckung der Feder einem bestimmten Winkelausschlag und welche Spannung derselben einem bestimmten Drehmoment entspricht, das hängt vom Bau des Apparates und von der Anbringung der Feder in demselben, vor allem davon ab, mit welchem Hebel die Feder jeweils angreift. Das ist in jedem einzelnen Fall durch einfache geometrische Überlegungen festzustellen. Beispiele solcher Überlegungen werden wir später bei Besprechung unsrer Radialisschienen Modell RHa und RHc kennen lernen. Hier nehmen wir an, daß wir bereits die von unsrer Feder zu verlangenden oben genannten drei Werte $f_a - f_i$, p_i, p_a festgestellt haben. Dann überlegen wir folgendermaßen weiter.

Die Länge der Feder bei Initialstellung ist gleich der Länge der unbeanspruchten Feder zuzüglich der bei dieser Länge bereits eingetretenen Verlängerung

$$l_i = l + f_i\,.$$

Der Wert f_i aber hängt einerseits ab von dem initialen Zug p_i und andrerseits von der Weichheit der Feder und der Stauchung. Um nämlich Raum zu sparen, haben wir unsre Feder nicht nur dicht gewickelt, sondern auch gestaucht (vgl. oben § 66, 68k). Die Stauchung bewirkt, daß die Windungen der Feder erst dann auseinanderweichen, wenn der angreifende Zug eine bestimmte Mindesthöhe erreicht hat, eine Erscheinung, welche wir früher als verspäteten Dehnbeginn bezeichnet haben. Andrerseits

hängt die Brauchbarkeit der Feder für unsre Zwecke von ihrer Weichheit ab, welche wir stets möglichst groß wünschen. Wir dürfen die Feder also nur innerhalb jener Grenzen der Länge und der Belastung verwenden, innerhalb deren sie ihre volle oder freie Dehnbarkeit besitzt. Die gestauchte Feder aber dehnt sich beim Dehnbeginn nur verhältnismäßig wenig, mit zunehmendem Gewicht und zunehmender Länge wächst die Dehnbarkeit, um bei der von uns früher als Freidehnlänge bezeichneten und durch die Freidehnbelastung bewirkten Länge ihren vollen Wert zu erlangen. Erst von diesem Moment an dürfen wir sie in unserm Apparat arbeiten lassen, d. h. bei der initialen Endstellung muß die Feder bereits ihre Freidehnlänge besitzen, der Initialzug p_i darf nicht unterhalb der Freidehnbelastung p_{frei} liegen, soll vielmehr möglichst mit ihr zusammenfallen. Es soll ferner die bis zur Erreichung dieser Länge erfolgte Dehnung f_{frei}, der Raumersparnis halber möglichst gering sein, da wir sie nicht ganz zum Verschwinden bringen können; sie fällt dann mit der initialen Verlängerung f_i zusammen. Mathematisch formuliert soll also sein

$$p_{frei} = p_i \quad \text{und} \quad f_{frei} = f_i = \text{Minimum}.$$

Nun schrieben wir früher (§ 68k):

$$f_{frei} = \eta\, p_{frei} \frac{f}{p}.$$

Wir haben also weiter die Gleichung:

$$f_i = \eta\, p_i \frac{f}{p}$$

und somit für die initiale Länge

$$l_i = l + \eta\, p_i \frac{f}{p}$$

und indem wir für l den aus der eingangs dieses Abschnittes angeführten Formel sich ergebenden Wert einsetzen:

$$l_i = \frac{f}{p}\left(\frac{10^8\, \chi\, d^5}{D^3} + \eta\, p_i\right)$$

und endlich, da $\frac{f}{p} = \frac{f_a - f_i}{p_a - p_i}$ ist:

$$\frac{f_a - f_i}{p_a - p_i} = \frac{l_i}{\frac{10^8\, \chi\, d^5}{D^3} + \eta\, p_i}.$$

Was die beiden Unvollkommenheits-Koeffizienten in dieser Gleichung anlangt, so ist χ wie wir sahen (§ 108i) von 1 nur so wenig verschieden, daß wir es hier mit 1 gleichsetzen und also vernachlässigen dürfen, während wir für η (gemäß § 108k) den Bruch $^1/_4$ setzen können. So haben wir schließlich:

$$\frac{f_a - f_i}{p_a - p_i} = \frac{l_i}{\frac{10^8\, d^5}{D^3} + \frac{p_i}{4}}.$$

Dazu kommt dann die zweite der eingangs angeführten Gleichungen für die gestauchte Zug-Schraubenfeder, in welche wir jedoch den Beanspruchungsgrad τ auf Grund der Gleichung (§ 69)

$$p_a = \tau\, p^{\dagger}$$

einführen und also schreiben:

$$p_a = 16 \cdot 10^5 \frac{\tau\, d^3}{D} .$$

Durch Entwicklung dieser beiden Gleichungen nach den Unbekannten d und τ erhalten wir:

$$d^5 = \frac{D^3}{10^8}\left(l_i \frac{p_a - p_i}{f_a - f_i} - \frac{p_i}{4}\right),$$

$$\tau = \frac{p_a D}{16 \cdot 10^5 d^3} = \frac{p_a}{25\, D^{\frac{2}{5}}\left(l_i \frac{p_a - p_i}{f_a - f_i} - \frac{p_i}{4}\right)^{\frac{3}{5}}} .$$

Wir werden von diesen beiden Gleichungen später bei Berechnung der Federn des Modells RHa und PT nützlichen Gebrauch machen (§ 88, 124).

g) Als Anhang zu vorstehenden Betrachtungen über die Dimensionierung der Federn sei noch eine Wort über ihre Justierung gesagt. Es gilt nicht nur die Zugfeder richtig herzustellen, sondern sie muß auch so in den Apparat eingesetzt oder am Körper befestigt werden, daß sie gerade die erforderliche Spannung besitzt und in der Initialstellung den verlangten Zug p_i, über dessen Ermittlung wir oben sprachen, ausübt, oder die Länge l_i besitzt, für deren Ableitung aus p_i oben die nötigen Formeln gegeben sind. Wie das jeweils zu bewerkstelligen ist, darüber werden wir im speziellen Teil zu sprechen haben (vgl. § 77b, 120b).

Handelt es sich um eine Biegefeder, so muß sie in der Initialstellung bereits um den Winkel φ_i gebogen sein, wenn wir als Winkel 0° den Winkel bei der „natürlichen Biegung" bezeichnen, d. h. denjenigen Winkel, welchen die unbeanspruchte Feder einnimmt, wenn wir sie völlig frei sich selbst überlassen. Für den Wert von φ_i haben wir unter den im Abschnitt b gemachten Voraussetzungen die Gleichung:

$$\varphi_i = m_i \frac{\varphi}{m} = m_i \frac{\varphi_a - \varphi_i}{m_a - m_i} ,$$

Aber welches ist nun die natürliche Biegung, die wir der Feder, beispielsweise den federnden Blechstreifen unsres Handgelenk-Streckapparates Modell RHv (Fig. 114, S. 478) zu geben haben? Offenbar jene, welche, wenn die Biegung φ_i hinzutritt, diejenige Form der Feder ergibt, die wir in der Initialstellung wünschen, also in dem eben als Beispiel erwähnten Fall, diejenige, welche ein Blechstreifen zeigt, der bei leicht überstrecktem Handgelenk der Beugeseite des Vorderarms und der Hand entlang läuft. Diese Form können wir mit ausreichender Genauigkeit an einer beliebigen Versuchsperson feststellen. Von dieser Form gelangen wir zur natürlichen Biegung, indem wir die Endpunkte um den Winkel φ_i (der im Fall unsres Beispiels nach Anweisung der Fig. 80 zu messen ist) vorrücken. Um die

übrigen Punkte und damit die ganze Linie in korrekter Weise zu verschieben, müßten wir die elastische Linie (§ 68 c, 1) und ihre Gleichung berücksichtigen, welche aussagt, um wieviel jeder einzelne Punkt einer Feder bei einer gegebenen Gesamtbiegung der Feder sich verschiebt. Im allgemeinen werden wir uns jedoch diese umständliche theoretische Untersuchung ersparen können und auf dem Weg des Experiments in kürzerer Zeit zum Ziel gelangen. Federnde Blechstreifen, wie wir sie in dem erwähnten Apparat verwenden, lassen sich nämlich leicht in jede gewünschte Form biegen und mittels einigem Probieren trifft man unschwer jene natürliche Biegung, welche man der unbeanspruchten Feder geben muß, damit sie, wenn im Apparat eingespannt und angespannt, die dann gewünschte Form annimmt (vgl. Werkstattzeichnungen Fig. 116, 117).

§ 71. Technische Prüfungen.

Die Prüfungen sind das Gewissen des Konstrukteurs. Sie müssen seine Arbeiten leiten und kontrollieren. Ohne solche ständige und streng zahlenmäßige Kontrolle tappt er im Dunkeln und erzielt nur Zufallstreffer. Das bedarf nach dem Vorhergehenden wohl nicht weiterer Worte. Vielerlei Prüfungen sind notwendig oder wenigstens erwünscht: Prüfungen des Materials der Federn auf Festigkeit (§ 69), Prüfungen der Federn auf Weichheit (Nachgiebigkeit, § 66), Prüfungen der fertigen Apparate auf Weichheit sowohl wie Festigkeit.

a) Prüfungen des Federmaterials auf Festigkeit (Fig. 81, 82) Die in der Technik üblichen Verfahren der Materialprüfung erfordern solid und exakt gebaute und daher große und teure Apparate. Für unsre Zwecke aber können wir uns mit einer sehr einfachen Versuchsanordnung begnügen, welche überall ohne besondere Unkosten improvisiert werden kann. Das Prinzip ist dieses: ein Streifen des zu prüfenden Stahlblechs oder ein Stück des zu prüfenden Federdrahts, genau gerade gestreckt und etwa 25 cm lang, wird auf Biegung mit steigenden Belastungen beansprucht und nach jeder neuen Belastung wieder entlastet, und seine mehr oder weniger vollkommene Rückkehr in die ursprüngliche Form beobachtet. Als bleibende Durchbiegung bezeichnen wir diejenige Durchbiegung, welche nach der Entlastung nicht mehr sich ausgleicht.

Die beiden Enden des Prüfstücks sind in zwei kleine Walzen eingespannt und durch deren Vermittlung an langen Schnüren oder Drähten aufgehängt. Diese bewegliche Aufhängung bewirkt, daß, auch wenn die Enden des Prüfstücks bei starker Durchbiegung nahe zusammenrücken, der Aufhängezug doch immer in annähernd gleicher Richtung wirkt. Die Last wird in der Mitte des Prüfstücks angehängt. Die Durchbiegung und danach folgende Rückfederung dieser Mitte wird an einer Skala abgelesen, welche an einem Stab hängt, der auf den beiden Walzen liegt. Die Skala ruht also auf dem Prüfstück selber auf und diese Anordnung macht die sonst erforderlichen Vorkehrungen zum unbeweglichen Festhalten des Prüfstücks und des Maßstabs entbehrlich. Die Ablesung geschieht in der Weise, daß man vom Draht nach der Skala visiert und dabei den Draht

mit seinem Spiegelbild, das von einem hinter der Prüfvorrichtung aufgehängten Spiegel zurückgeworfen wird, zur Deckung bringt. Bei dieser Spiegelablesung werden Fehler durch parallaktische Verschiebung vermieden und eine bis auf nahezu $^1/_{10}$ mm genaue Ermittelung der bleibenden Durchbiegung wird ermöglicht.

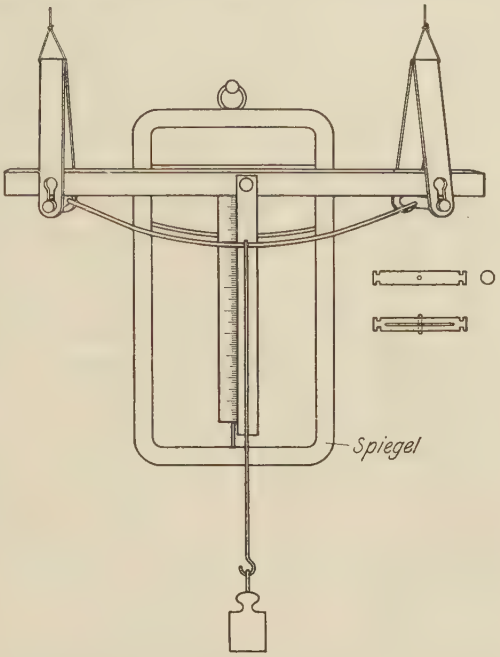


Fig. 81. Prüfungsvorrichtung für Drähte und Blechstreifen zur Prüfung auf Biegefestigkeit. Zwei Walzen, die obere zum Einspannen von Drähten, die untere zum Einspannen von Blechstreifen dienend, sind besonders gezeichnet.

Die Berechnung des Versuchsergebnisses ist einfach. Wir hatten früher (§ 68 d) für die zulässige Beanspruchung einer in gewöhnlicher Weise einseitig eingespannten Feder die Gleichung benützt

$$p^\dagger = \frac{k_b W}{r}$$

also

$$k_b = \frac{p^\dagger r}{W} = \frac{m^\dagger}{W} .$$

Für die jeweilige Beanspruchung σ der stärkst gefährdeten Querschnittsfaser gilt die analoge Gleichung (vgl. „Hütte" I, 1915, S. 524)

$$\sigma = \frac{p r}{W} = \frac{m}{W} .$$

Wenn wir statt die Feder einseitig einzuspannen und am Ende zu belasten (Fig. 58 b) sie an beiden Enden aufruhen lassen und die Last in der Mitte anhängen (Fig. 82), so gilt:

$$\sigma = \frac{m}{W} = \frac{p r}{4 W} .$$

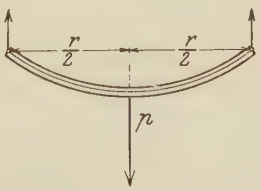


Fig. 82. Prinzip der Prüfung von Drähten und Blechstreifen auf Festigkeit bei Biegung. Es gilt die Gleichung:

$$m = \frac{r p}{4} .$$

Das Widerstandsmoment W des runden Drahts ist bekanntlich $\frac{\pi d^3}{32}$, das des federnden Blechstreifens $\frac{b h^2}{6}$. Danach wird die Berechnung auf Tabelle 31, S. 412 f., leicht verständlich sein.

Das für die Feder zu verwendende Stahlmaterial auf Nachgiebigkeit (Weichheit) zu prüfen ist nicht nötig, da die Abweichungen der verschiedenen Sorten in bezug auf die Elastizitätsmoduln E und G für uns nicht von Belang sind.

b) Prüfungen der Feder auf Weichheit. Die Prüfung der Zugfeder geschieht mittels der in Fig. 83 dargestellten Anordnung, welche so einfach ist, daß sie wohl kaum der Erläuterung bedarf. Am untern Ende

der frei herabhängenden Feder ist ein langer Stab angehängt, dessen unteres Ende die Prüfgewichte trägt. Um den Draht drehbar, aber nicht in der Höhe verschiebbar, ist ein Zeiger angebracht, dessen Spitze über eine Skala streicht. Der Zeiger wird jeweils so gedreht, daß die Spitze die Skala leise berührt. Auf Tabelle 34, S. 436, sind Beispiele solcher Prüfung mitgeteilt.

c) Prüfung der Biegefeder und des fertigen Apparates auf Weichheit (Fig. 84 und Werkstattzeichnungen Fig. 85—88). Diese Prüfung ist die einzige, welche einen etwas komplizierten Apparat erfordert. Das Prinzip der Prüfung ist, daß wir die zu untersuchende Feder am einen Ende so einspannen, daß wir sie um eine wagerechte Achse, welche durch den Einspannort geht, drehen können, während die Achse der Feder senkrecht zur Drehachse steht, und das freie Ende der Feder beim Drehen einen möglichst großen Kreis beschreibt. Wir stellen zunächst den Apparat so ein, daß die Feder wagrecht schwebt und das freie Ende mit der Drehachse in gleicher Höhe liegt, drehen sodann um einen bestimmten Winkel, so daß es in die Höhe steigt, und ziehen es dann, ohne im übrigen die Stellung des Apparates zu ändern, durch Anhängen von Gewichten an diesem freien Ende, das damit den Angriffspunkt unsrer Feder darstellt, soweit herunter, daß es wieder genau in die alte Höhe, d. h. die Höhe der Drehachse kommt, was natürlich nur dadurch möglich ist, daß die Feder sich durchbiegt.

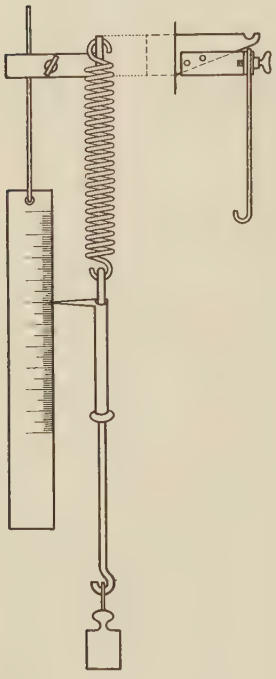


Fig. 83. Prüfungsvorrichtung für Zugfedern zur Prüfung auf Weichheit.

Der Biegungswinkel ist derjenige Winkel, um welchen wir den Apparat samt Feder gedreht haben (Fig. 84 und 58b). Das die Biegung bewirkende Drehmoment berechnen wir, indem wir das Gewicht, welches wir anhängen mußten, um den Angriffspunkt genügend herabzuziehen, mit dem Abstand desselben von der Drehachse multiplizieren. Die Division des Drehmoments durch den Biegungswinkel liefert uns den Wert des relativen Drehmoments $\frac{m}{\varphi}$ und damit das (reziproke) Maß der Weichheit, welches wir suchen.

Falls es sich um die Prüfung einer fertigen Prothese handelt, deren Wirkung auf ein gelähmtes Gelenk ermittelt werden soll, kann die Einspannung so vorgenommen werden, daß die Achse, um welche wir drehen, mit der Drehachse des anatomischen Gelenks zusammenfällt, die Prothese also auf den Prüfapparat genau dieselben Drehmomente ausübt wie auf das Leibesgelenk.

Die Einzelheiten des Apparates sind aus den Werkstattzeichnungen Fig. 85—88 ersichtlich. Zur Erläuterung derselben bemerke ich noch folgendes. Als drehbare Achse dient ein zölliges Gasrohr, das in einem noch weiteren Rohr läuft, welches auf einem Gestell von passender Höhe festgemacht ist. Auf das drehbare Rohr ist am vorderen wie am hinteren

Ende eine Scheibe (Flansche) aufgesetzt. Die hintere Scheibe dient als Stellscheibe. An ihrer Peripherie sind 24 Einschnitte in gleichen Abständen angebracht. In den jeweils zu höchst stehenden Einschnitt kann man eine als Messer gebildete Arretierung einschnappen lassen und dadurch den drehenden Teil des Apparates feststellen. Dreht man diesen um 15°, so schnappt das Messer in den nächsten Einschnitt ein.

Das Messer seinerseits sitzt in einer andern Scheibe, der Justierscheibe, fest, welche um die gleiche Achse wiewohl nur in einem beschränkten Winkelausschnitt gedreht und innerhalb dieses Ausschnittes in jeder Lage festgestellt werden kann.

Zu diesem Zweck ist die Justierscheibe mit einem bogenförmigen Schlitz versehen und durch diesen eine Schraube hindurchgesteckt, die mit ihrem freien Ende ins Gestell, genauer gesagt in eine auf dem festliegenden Rohr festsitzende Scheibe (Flansche), eingeschraubt wird. Ist die Schraube gelockert, so kann man die Justierscheibe innerhalb des durch die Länge des Schlitzes zugelassenen Winkelausschlags drehen, ist die Schraube angezogen, so ist die Justierscheibe unbeweglich mit dem Gestell verbunden. Der Zweck dieser Justiervorrichtung ist, bei Beginn der Prüfung den Apparat so einstellen zu können, daß der Angriffspunkt der zu prüfenden Feder oder Prothese genau in die Höhe der Drehachse zu liegen kommt.

Um diese Höhe zu markieren, ist am Gestell ein Zeiger angebracht, der mit seiner Spitze nach allen Richtungen verschoben werden kann, außerdem um eine senkrechte Achse gedreht werden kann, ohne daß die Höhe der Spitze sich ändert.

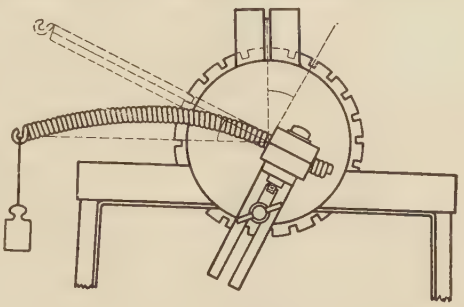


Fig. 84. Prinzip der Prüfung von Biegefedern und fertigen Prothesen auf Weichheit.

Auf der vorderen Scheibe des drehbaren Rohrs, der Aufbringscheibe, kann ein kräftiges Winkelstück mit seinem einen Schenkel aufgeschraubt werden. Dieser Schenkel ist geschlitzt und kann daher, wenn die haltende Schraube gelockert ist, um diese nicht nur gedreht werden, sondern auch unter ihr geradlinig verschoben werden. Der andere Schenkel des Winkels ist mit Löchern versehen, durch welche Schrauben hindurchgesteckt werden. Diese halten die zu prüfenden Gegenstände oder vielmehr die Futterstücke, in welchen sie festgemacht sind. In den Futterstücken wird die Prothese so gebettet, daß beim Prüfen die Drehung um die jeweils gewünschte Achse erfolgt, d. h. entweder um die Apparatenachse oder um die Federachse oder um die anatomische Achse; in letzterem Fall muß die Achse des Prüfapparates an die gleiche Stelle zu liegen kommen wie später die Achse des anatomischen Gelenks. Im allgemeinen bedarf es für jedes Prothesenmodell eines andern und eigens angefertigten Futterstücks.

Für alle Handgelenk-Streckapparate jedoch, welche eine Hand- oder Vorderarmbrücke besitzen, genügt ein und dasselbe Futterstück. Dieses besteht aus einem kräftigen Bandeisen, dessen eines Ende zu einem Bügel von etwas stärkerer Wölbung wie die Brücke gebogen ist, während das andere Ende gerade und parallel zur Achse der Wölbung verläuft. Es ist geschlitzt und wird beim Gebrauch auf den gelochten Schenkel des Winkelstücks so festgeschraubt, daß Schlitz und Schenkel sich rechtwinklig schneiden; auf dem Bügel wird die Brücke mit einer Zwinge angeschraubt.

Die Lage der Achse des Prüfapparates kann man jederzeit dadurch bequem feststellen, daß man durch das drehbare Rohr hindurchvisiert oder eine gerade runde Stange als Zentrierstab in dasselbe einsteckt. Die Lichtung des Rohrs ist zu diesem Zweck an beiden Enden bis auf eine Seelenweite von 4 mm verengert.

Ehe wir diesen Prüfapparat gebaut hatten, benützten wir den der medikomechanischen Abteilung des Lazaretts zugehörigen Pendelapparat zu gleichem Zweck. Dieser Pendelapparat besitzt eine solide horizontale eiserne Stange, welche um ihre eigene Achse gedreht und in Winkelabständen von jeweils 15° festgestellt werden kann. An dem frei hervorragenden Ende der Stange, an welchem sonst die die pendelnden Füße oder Arme aufnehmenden Schienen angebracht werden, befestigten wir unsere Prüfstücke mittels Schraubenzwingen und geeigneten Zwischenstücken. Die Tabellen 35, 36, 37, S. 437 ff., geben Beispiele von ausgeführten Prüfungen.

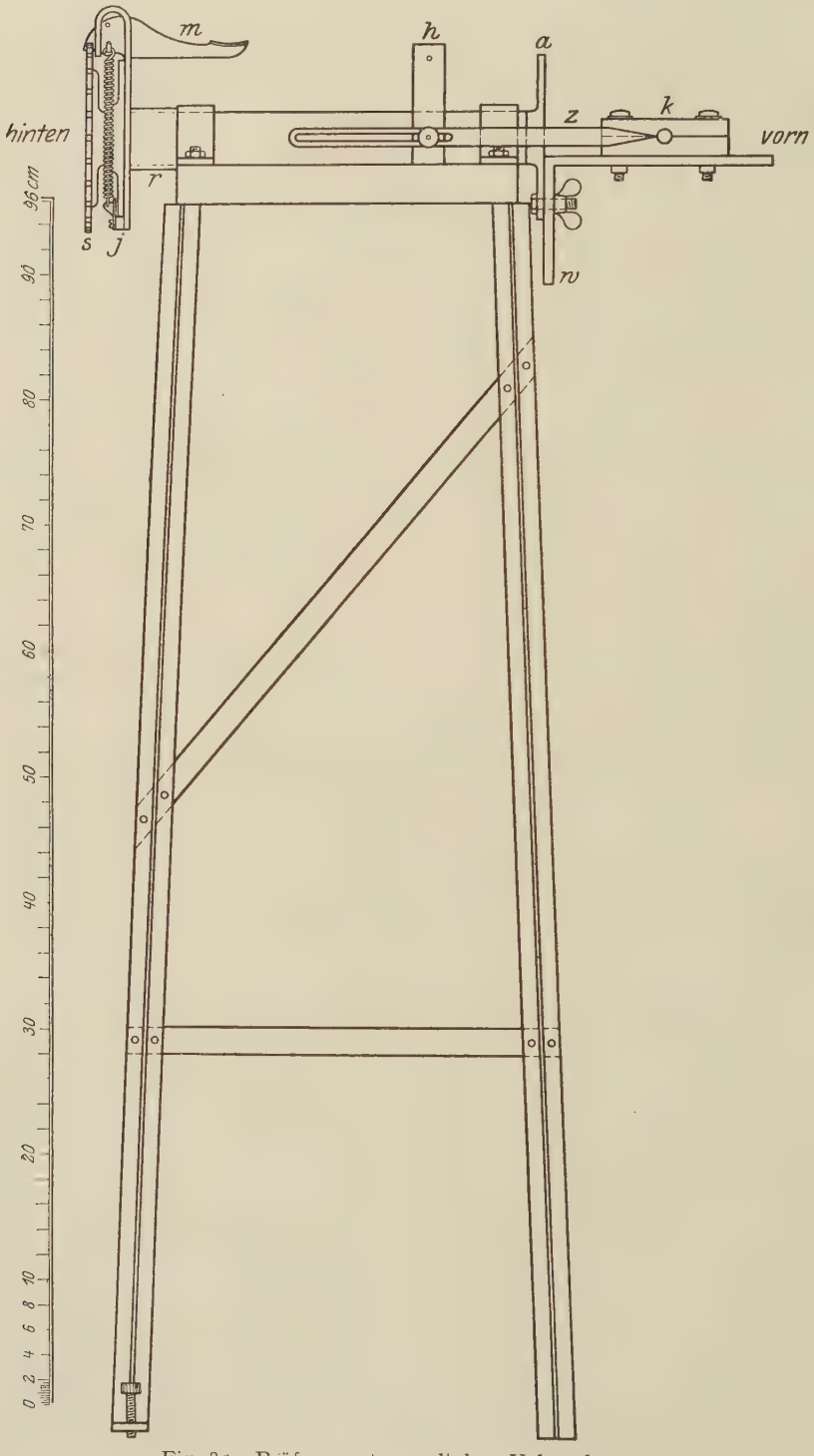


Fig. 85. Prüfapparat von links. Vgl. nebenan.

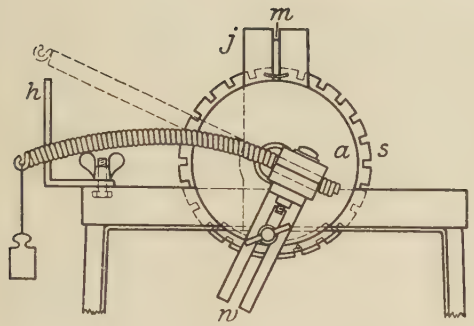
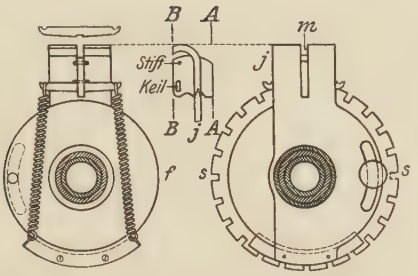


Fig. 86. Prüfapparat von vorn.



Schnitt nach BB, vordere Hälfte. Schnitt nach AA, hintere Hälfte.

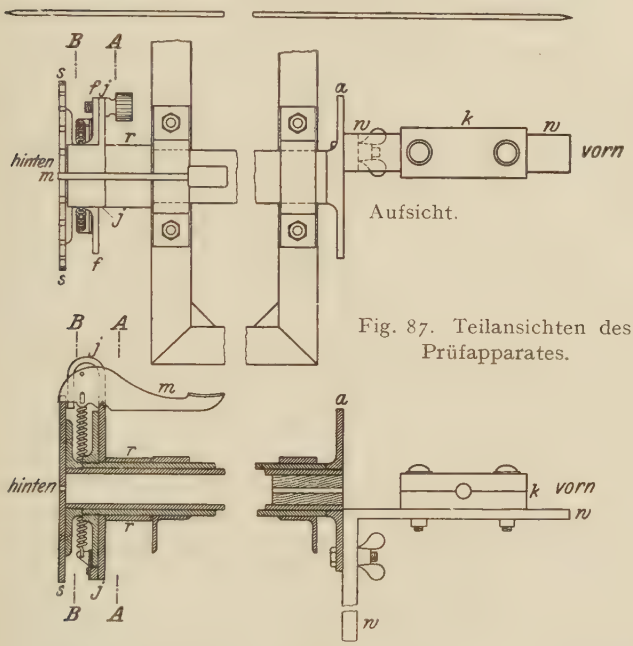


Fig. 87. Teilansichten des Prüfapparates.

Fig. 85 bis 88. Prüfapparat zur Prüfung von Biegefedern und Prothesen auf Weichheit. Werkstattzeichnungen in $^1/_6$ natürlicher Größe.

- s Stellscheibe,
- f feste (unbewegliche) Scheibe,
- j Justierscheibe,
- d Aufbringscheibe,
- m Messer,
- r loser Ring,
- w Winkelstück,
- k Futter (Backen) zum Festklemmen der zu prüfenden Feder,
- z Zeiger,
- h Halter des Zeigers.

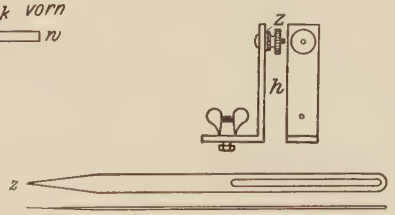


Fig. 88. Zeiger des Prüfapparates und Halter des Zeigers.

Über das Prüfungsverfahren bemerke ich noch folgendes: Wir pflegen jeden Apparat oder jede zu prüfende Feder erst aufsteigend, dann absteigend zu prüfen, d. h. so, daß wir vom Biegungswinkel 0° und der Belastung 0 ausgehend zum Biegungswinkel 15°, dem nächsten, welchen der Apparat genau einzustellen gestattet, und der diesem entsprechenden Belastung übergehen, dann zum Biegungswinkel 30°, 45°, und so weiter fortschreiten, sodann umkehrend und rückwärts in umgekehrter Reihenfolge prüfend wieder zum Anfangspunkt zurückgelangen.

Bei Apparaten, deren Bewegung nicht durch Reibung fester Teile behindert ist, also bei Prothesen mit unechten Gelenken (vgl. § 65) und ferner bei allen Federn findet man aufsteigend und absteigend denselben Wert, falls nicht die Elastizitätsgrenze überschritten und dauernde Verbiegung gesetzt wurde.

Anders wenn feste Reibung die Beweglichkeit des Apparates beeinträchtigt, wie das stets der Fall ist, wenn die Bewegung in echten Gelenken stattfindet (Tabelle 36, Nr. 1, 3 und 4, Modell RHa und RHc). Dann findet man ein verschiedenes Drehmoment für ein und dieselbe Winkelstellung, je nachdem ob man den Apparat von der einen oder der andern Seite her, aufsteigend oder absteigend, in die Stellung einrücken läßt. Dazu kommt bei den beiden eben genannten Modellen noch die weitere Eigentümlichkeit, daß bei Beuge- und Streckbewegung mit gleichmäßig wachsenden Winkelwerten die entsprechende Last erst zu-, dann abnimmt. Infolgedessen gestaltet sich die Prüfung folgendermaßen: Es wird zunächst aufsteigend, d. h. von der stärksten Streckstellung ausgehend dasjenige Gewicht bestimmt, welches eben genügt, um nach vorgenommener Drehung des Apparates den Angriffspunkt in die Ausgangshöhe zurückzubringen. Ist man auf diese Weise bis zu derjenigen Winkelstellung gelangt, bei der das Drehmoment der Prothese maximal ist, so stellt sich bei weiterem Fortschreiten die Neigung ein, zu kippen, d. h. sofort bis in die extreme Beugestellung zu fallen. Man bestimmt jetzt das Gewicht, welches der Prothese eben noch aufgeladen werden darf, ohne daß sie unter die Höhe, auf welche sie eingestellt werden soll, herunterfällt. Nachdem man in dieser Weise prüfend bis zur äußersten Beugestellung gelangt ist, kehrt man wieder schrittweise zur Streckstellung zurück, bestimmt aber jetzt das Gewicht, welches sie noch bis zu der Einstellhöhe emporzutragen vermag und, nach Überschreitung des Winkels des maximalen Drehmoments, dasjenige Gewicht, welches man ihr mindestens aufladen muß, damit sie nicht in die volle Streckstellung emporschnellt. Die zuerst und die zu zweit festgestellten Gewichte würden die gleichen sein, wenn unsre Prothese ohne Reibung arbeiten würde. So aber ist der Unterschied zwischen beiden das Maß der Reibung.

Bei Prothesen, deren Federung in zwei Hauptrichtungen, nämlich erstens streckend und zweitens seitlich abduzierend wirkt, können zwei Prüfungen ausgeführt werden, für jede der beiden Hauptrichtungen eine; jedesmal wird die Bewegung in der andern Richtung durch eine passend angebrachte Hemmung (Sperrkeil, zurückhaltende Schnur od. dgl.) unmöglich gemacht.

d) Prüfung fertiger Apparate auf Festigkeit. Wir prüfen unsre mit einer Feststellvorrichtung vesehenen Handgelenk-Streckapparate auf Festigkeit, indem wir den tragenden Teil des Apparates (§ 65) auf einem passenden Holzgestell in derselben Weise festmachen wie beim Gebrauch auf dem tragenden Leibesglied und dann bei eingeschalteter Feststellvorrichtung am getragenen Teil eine Kraft so angreifen lassen, daß das erzeugte Drehmoment dem höchsten Drehmoment gleichkommt, dem der Apparat voraussichtlich Widerstand zu leisten haben wird. Bei einem Handgelenk-Streckapparat ist das jenes Drehmoment, welches zustande kommt, wenn der Patient bei festgestelltem Apparat seine sämtlichen Fingerbeugmuskeln mit größtmöglicher Kraft betätigt. Bei Apparat RHa beispielsweise hängen wir an den horizontal frei herausstehenden festgestellten Handbügel ein Gewicht von 15 kg an. Dadurch kommt im Apparatengelenk ein Drehmoment von etwa $r \cdot p = 7 \cdot 15 = 105$ cm kg zustande. Dieses Drehmoment ist etwa dasjenige, welches durch stärkste Beanspruchung der zur Faust geschlossenen Finger am Handgelenk bewirkt wird und von dem an Stelle der gelähmten Handgelenkstrecker Faustschlußhilfe leistenden Apparat aufgenommen und aufgehoben werden muß (vgl. Fig. 23, ferner § 46, insbesondere auch Abschnitt d).

Es folgen nunmehr einige Tabellen mit Prüfungsergebnissen, welche mittels der vorstehend beschriebenen Methoden gewonnen wurden, ferner eine Kurventafel, welche einige dieser Ergebnisse graphisch veranschaulicht. Ihnen voran gehen zwei tabellarische Zusammenstellungen der in den vorhergehenden drei Paragraphen zwecks Berechnung unsrer Federn entwickelten mathematischen Begriffe und wichtigeren Formeln.

Tabellen zum allgemeinen Teil.

Tabelle 32.

Bezeichnungen und grundlegende Formeln zur Berechnung der Sprungfedern.

Federungsgrößen (Fig. 58, § 68a):

Last (Belastung: Zug oder Druck) . . . . . p	Hebel der Last am Einspannort . . . r	Zulässige Belastung (Last) $p^\dagger$
Drehmoment am Einspannort . . . . . m	Relativer Federungsweg . . . . . $\frac{f}{p}$	Zulässiges Drehmoment . $m^\dagger$
Federungsweg . . . . . f		Zulässiger Federungsweg . $f^\dagger$
Drehungswinkel (Winkelausschlag) . . . . . φ	Relativer Federungswinkel . . . . . $\frac{\varphi}{m}$	Zulässiger Federungswinkel . . . . . $\varphi^\dagger$
Derselbe im Bogenmaß . $\bar{\varphi}$		

Umrechnungsformeln (§ 68a).

Die drei Grundformeln

$$\begin{cases} f = \bar{\varphi}\, r & & f^\dagger = p^\dagger \frac{f}{p} \\ m = r\, p & \frac{\bar{\varphi}}{m} = \frac{f}{p}\frac{1}{r^2} & m^\dagger = p^\dagger\, r \\ \varphi = \frac{180}{\pi}\bar{\varphi} & \frac{\varphi}{m} = \frac{f}{p}\frac{180}{\pi r^2} & \varphi^\dagger = p^\dagger \frac{180}{\pi r}\frac{f}{p} = p^\dagger r \frac{\varphi}{m} = m^\dagger \frac{\varphi}{m} \end{cases}$$

Kombinationsformeln, d. s. Formeln für kombinierte Federn (Fig. 75, 76, § 68e),

für zwei nebeneinander geschaltete Federn:

$$f = f_, = f_{,,} \qquad \frac{p}{f} = \left(\frac{p}{f}\right)_, + \left(\frac{p}{f}\right)_{,,}$$

$$p = p_, + p_{,,} \qquad r = r_, = r_{,,} \qquad \frac{m}{\varphi} = \left(\frac{m}{\varphi}\right)_, + \left(\frac{m}{\varphi}\right)_{,,}$$

$$f_,^\dagger \gtrless f^\dagger \lesseqgtr f_{,,}^\dagger \qquad \varphi_,^\dagger \gtrless \varphi^\dagger \lesseqgtr \varphi_{,,}^\dagger$$

für zwei hintereinander geschaltete Federn:

$$p = p_, = p_{,,} \qquad \frac{f}{p} = \left(\frac{f}{p}\right)_, + \left(\frac{f}{p}\right)_{,,}$$

$$f = f_, + f_{,,} \qquad r = r_, > r_{,,} \qquad \frac{\varphi}{m} = \left(\frac{\varphi}{m}\right)_,\left(\frac{r_,}{r}\right)^2 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,}\left(\frac{r_{,,}}{r}\right)^2$$

$$p_,^\dagger \gtrless p^\dagger \lesseqgtr p_{,,}^\dagger \qquad m_,^\dagger \frac{r}{r_,} \gtrless m^\dagger \lesseqgtr m_{,,}^\dagger \frac{r}{r_{,,}}$$

Formeln zur Berechnung der an drei Stellen gehaltenen Biegefeder aus ihren beiden Halbfedern (Fig. 80, § 681):

$$m = m_{,} = m_{,,} \qquad m_{,}^{\dagger} \geqq m^{\dagger} \leqq m_{,,}^{\dagger}$$

$$\varphi = \varphi_{,} + \varphi_{,,} \;\Big|\; \frac{\varphi}{m} = \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,} + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,} \;\Big|\; \varphi_{,}^{\dagger}\left(1 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,} \Big/ \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,}\right) \geqq \varphi^{\dagger} \leqq \varphi_{,,}^{\dagger}\left(1 + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,} \Big/ \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{,,}\right)$$

Physikalische Konstanten (§ 68a, 69):

	für Federstahl	bei Hochbeanspruchung
Elastizitätsmodul (Elastizitätsmaß)	$E = 2200 \cdot 10^6$ g/qcm	
Schubelastizitätsmodul (Gleitmaß)	$G = 800 \cdot 10^6$ g/qcm	
Zulässige Beanspruchung (Spannung) auf Zug	k_z	
Zulässige Beanspruchung auf Biegung . . .	$k_b = 5 \cdot 10^6$ g/qcm	$\tau\, k_b$
Zulässige Beanspruchung auf Drillung . . .	$k_d = 4 \cdot 10^6$ g/qcm	$\tau\, k_d$

Geometrische Konstanten (Fig. 64 bis 73, Seite 392).

Länge der (unbeanspruchten) Feder in der Richtung vom Einspann- zum Angriffsort (Richtung des Hebels) l

I. Federn aus rundem Draht, d. h. Querschnitt Q kreisförmig:

Durchmesser des Drahts . . . . . d

Länge des Drahts . . . . . L oder $\mathfrak{L}$

Durchmesser der runden Windungen bzw. der größten Spiralwindung (von Drahtmitte zu Drahtmitte) . . . . . D

Länge einer geraden Halbwindung (Serpentine) = Breite der flachen Feder . . b

Zahl der runden oder spiraligen Vollwindungen bzw. der geraden Halbwindungen n

II. Federn aus Blech, d. h. Querschnitt rechteckig:

Durchmesser = Höhe = Dicke des Blechs . . . . . h

Länge des Blechs L oder $\mathfrak{L}$; sie ist meist gleich der Länge der Feder l, d. h. $L = \mathfrak{L} = l$

Breite des Blechs bzw. Breite desselben am Einspannort . . . . . b

Zahl der Bleche . . . . . n

Mechanische Konstanten (§ 68c):

	für kreisförmigen Querschnitt	für rechteckigen Querschnitt
Trägheitsmoment äquatoriales	$J = \frac{\pi d^4}{64} = \sim\frac{d^4}{20}$	$J = \frac{b h^3}{12}$
Trägheitsmoment polares	$J_\pi = 2J = \frac{\pi d^4}{32}$	
Widerstandsmoment gegen Biegung	$W = \frac{\pi d^3}{32} = \sim\frac{d^3}{10}$	$W = \frac{b h^2}{6}$
Widerstandsmoment gegen Drillung	$W_d = 2W = \frac{\pi d^3}{16}$	

Technische Konstanten (§ 68i, k):

Unvollkommenheitskoeffizient der dichten Wicklung χ = 1,01 bis 1,06 $\qquad l = \chi n d$

Unvollkommenheitskoeffizient der Stauchung . . . . η = etwa $\frac{1}{4}$

Freidehnbelastung p_{frei}

Freidehnweg = Federungsweg bis zur freien Dehnung = $f_{frei} = \eta\, p_{frei} \frac{f}{p}$

Größen der im Apparat eingebauten Feder (§ 70):

bei Initialstellung (Feder minimal beansprucht): $f_i,\ p_i,\ \varphi_i,\ m_i,\ l_i,$

bei Abschlußstellung (Feder maximal beansprucht): $f_a,\ p_a,\ \varphi_a,\ m_a,\ l_a$

Länge der unbeanspruchten Feder $l = l_i - f_i$

Im Fall der Stauchung gilt . . . . $l = l_i - \eta\, p_i \cdot f/p$

$$\frac{f}{p} = \frac{f_a}{p_a} = \frac{f_i}{p_i} = \frac{f_a - f_i}{p_a - p_i} = \frac{f^\dagger}{p^\dagger} \qquad \frac{\varphi}{m} = \frac{\varphi_a}{m_a} = \frac{\varphi_i}{m_i} = \frac{\varphi_a - \varphi_i}{m_a - m_i} = \frac{\varphi^\dagger}{m^\dagger}$$

Beanspruchungsgrad $\tau = \dfrac{p_a}{p^\dagger} = \dfrac{m_a}{m^\dagger} = \dfrac{\varphi_a}{\varphi^\dagger}$

Winkel und Drehmomente am anatomischen Gelenk (Gelenk des Menschen): $\breve{\varphi},\ \breve{m},$ $\breve{\varphi}_i,\ \breve{m}_i,\ \breve{\varphi}_a,\ \breve{m}_a$

Gliedermechanische Hauptanforderungen an die Federung: Gesamtausschlag $\breve{\varphi}_a - \breve{\varphi}_i$, erforderliches initiales Drehmoment $\breve{m}_i$, erwünschtes oder noch zulässiges abschließendes Drehmoment $\breve{m}_a$

Grundformeln der Federung (§ 68c, d, 71a, Fig. 58)	J und W konstant (weil der Querschnitt auf der ganzen Länge der Feder derselbe ist)				Querschnitt derart veränderlich, daß J und W vom Einspann- zum Angriffsort gleichmäßig abnehmen			
Beanspruchung des Federelementes findet statt auf	Gruppe	Relativer Federungsweg $\frac{f}{p}$	Zulässige Belastung $p^\dagger$	Spannung der stärkst beanspruchten Faser σ	Gruppe	Relativer Federungsweg $\frac{f}{p}$	Zulässige Belastung $p^\dagger$	
Zug oder Druck	a	$\dfrac{l}{EQ}$	$k_z Q$					
Biegung	b	$\dfrac{\mathfrak{L}\, r^2 \lambda}{EJ}$	$\dfrac{k_b W}{r}$	$\dfrac{m}{W} = \dfrac{r p}{W}$	b′	$\dfrac{l\, r^2 \lambda'}{EJ}$	$\dfrac{k_b W}{r}$	J und W sind am Einspannort genommen
Drillung	d	$\dfrac{\mathfrak{L}\, r^2 \lambda}{G J_\pi}$	$\dfrac{k_d W_d}{r}$					
halb Biegung, halb Drillung (kombiniert) .	c	$\dfrac{\mathfrak{L}\, r^2 \lambda}{2}\left(\dfrac{1}{EJ} + \dfrac{1}{G J_\pi}\right)$	$\dfrac{k_b W}{r}$					
	wobei gilt: $\lambda = 1 - \dfrac{l}{r} + \dfrac{1}{3}\left(\dfrac{l}{r}\right)^2$				wobei gilt: $\lambda' = 1 - \dfrac{1}{2}\dfrac{l}{r}$			
	Der Höchstwert $\lambda = 1$ findet statt, falls $l = 0$; der Mindestwert $\lambda = \frac{1}{3}$, falls $l = r$				Der Höchstwert $\lambda' = 1$ findet statt, falls $l = 0$; der Mindestwert $\lambda' = \frac{1}{2}$, falls $l = r$			

Tabelle 33
Formeln für fertig

Formeln für Federn (vgl. die Erklärung der Bezeichnungen in Tab. 32 und die Ableitungen in § 67, 68c, d, g)			aus beliebiger Nachgiebigkeit (Weichheit)
Gruppe	Abbild. S. 392 Figur	Name der Feder	relativer Federungsweg $\frac{f}{p}$
I. Federn aus rundem Draht (Querschnitt kreisrund)			
A d	65 A	Zug-Schraubenfeder oder Druck-Schraubenfeder .	$\frac{8\,L\,D^2}{\pi\,G\,d^4} = \frac{8\,n\,D^3}{G\,d^4}$
A d		Zug-Schraubenfeder, dicht gewickelt (§ 68 i) . . .	$\frac{8\,l\,D^3}{\chi\,G\,d^5}$
A d	66 A	Druck-Spiralfeder, Kegelfeder	$\frac{4\,L\,D^2}{\pi\,G\,d^4} = \frac{2\,n\,D^3}{G\,d^4}$
B b	64 B	Biege-Stabfeder, falls $l = r$	$\frac{64\,l^3}{3\,\pi\,E\,d^4}$
B b	67 a	Biege-Serpentin oder } über die Kante gebogen .	$\frac{64\,L\,r^2\,\lambda}{\pi\,E\,d^4} = \frac{64\,n\,b\,r\,\lambda}{\pi\,E\,d^4}$
B d	67 b, 68	Biege-Flachwickelfeder } über die Fläche gebogen .	$\frac{32\,L\,r^2\,\lambda}{\pi\,G\,d^4} = \frac{32\,n\,b\,r^2\,\lambda}{\pi\,G\,d^4}$
B c	65 B	Biege-Schraubenfeder	$\frac{16\,L\,r^2\,\lambda}{\pi\,d^4}\left(\frac{2}{E}+\frac{1}{G}\right) = \frac{16\,n\,D\,r^2\,\lambda}{d^4}\left(\frac{2}{E}+\frac{1}{G}\right)$
B c	66 B	Biege-Spiralfeder, flach, d. h. $l = 0$	$\frac{16\,L\,r^2}{\pi\,d^4}\left(\frac{2}{E}+\frac{1}{G}\right) = \frac{8\,n\,D\,r^2}{d^4}\left(\frac{2}{E}+\frac{1}{G}\right)$
B c		Biege-Schraubenfeder. . . . . } mit gestützten Windungen (§ 68 h)	$\frac{8\,L\,r^2\,\lambda}{\pi\,d^4}\left(\frac{2}{E}+\frac{1}{G}\right) = \frac{8\,n\,D\,r^2\,\lambda}{d^4}\left(\frac{2}{E}+\frac{1}{G}\right)$
B c		Biege-Schraubenfeder, dicht gewickelt }	$= \frac{8\,l\,D\,r^2\,\lambda}{\chi\,d^5}\left(\frac{2}{E}+\frac{1}{G}\right)$
B c		Biege-Spiralfeder, flach . . . . . }	$\frac{8\,L\,r^2}{\pi\,d^4}\left(\frac{2}{E}+\frac{1}{G}\right) = \frac{4\,n\,D\,r^2}{d^4}\left(\frac{2}{E}+\frac{1}{G}\right)$
D d	64 D	Drill-Stabfeder	$\frac{32\,L\,r^2}{\pi\,G\,d^4}$
D b	65 D	Drill-Schraubenfeder	$\frac{64\,L\,r^2}{\pi\,E\,d^4} = \frac{64\,n\,D\,r^2}{E\,d^4}$
D b		Drill-Schraubenfeder, dicht gewickelt.	$\frac{64\,L\,r^2}{\pi\,E\,d^4} = \frac{64\,l\,D\,r^2}{\chi\,E\,d^5}$
D b	66 D	Drill-Spiralfeder	$\frac{64\,L\,r^2}{\pi\,E\,d^4} = \frac{32\,n\,D\,r^2}{E\,d^4}$
II. Federn aus Blech (Blechfedern, Querschnitt rechteckig)			
B b	69	Rechteckfedern	$\frac{12\,l\,r^2\,\lambda}{E\,b\,h^3}$
B b		Rechteckfedern, falls $l = r$	$\frac{4\,l^3}{E\,b\,h^3}$
B b′	70	Dreieckfeder abgestumpft	$\frac{12\,l\,r^2\,\lambda'}{E\,b\,h^3}$
B b	71	Blattfederwerk, falls $l = r$ { aus gleichen Rechteckfedern . . .	$\frac{4\,l^3}{E\,n\,b\,h^3}$
B b′	72	{ aus gestuften Rechteckfedern . .	$\frac{6\,l^3}{E\,n\,b\,h^3}$
B b	73	Drill-Spiralfeder.	$\frac{12\,L\,r^2}{E\,b\,h^3}$

Bemerkungen zu den vorstehenden Formeln: Bei gestauchten Federn gelten die Werte $\frac{f}{p}$ und $\frac{\varphi}{m}$ nur für die frei dehnbare oder fr
biegbare Federungsstrecke, die Werte $f\dagger$ und $\varphi\dagger$ nur bei Hinzurechnung der durch die Stauchung ersparten Federungsstrecke. Im Fa
der Hochbeanspruchung sind die für die Beanspruchbarkeit angegebenen Werte mit dem Koeffizienten τ zu multiplizieren. Die fü
die Drill-Schraubenfedern und Drill-Spiralfedern gegebenen Formeln gelten nur, falls der Durchmesser D klein ist, im Verhältn

terial	aus Federstahl gefertigte Sprungfedern, alle Abmessungen in cm genommen					
anspruchbarkeit	Nachgiebigkeit (Weichheit)		Beanspruchbarkeit			
Belastung $p^\dagger$	relativer Federungsweg $\frac{f}{p}$ cm/g	relativer Federungswinkel $\frac{\varphi}{m}$ °/cm g	zulässige Belastung $p^\dagger$ g	zulässiges Drehmoment $m^\dagger$ cm g	zulässiger Federungswinkel $\varphi^\dagger$ °	zulässiger Federungsweg $f^\dagger$ cm
$\frac{\pi k_d d^3}{8 D}$	$\frac{n D^3}{10^8 d^4}$		$\frac{16 \cdot 10^5 d^3}{D}$			$0{,}016 \frac{n D^2}{d}$
$\frac{\pi k_d d^3}{8 D}$	$\frac{l D^3}{10^8 d^5}$		$\frac{16 \cdot 10^5 d^3}{D}$			$0{,}016 \frac{l D^2}{d^2}$
$\frac{\pi k_d d^3}{8 D}$	$\frac{16 L D^2}{10^{10} d^4}$		$\frac{16 \cdot 10^5 d^3}{D}$			$0{,}025 \frac{L D}{d}$
$\frac{\pi k_b d^3}{32 l}$	$\frac{31 l^3}{10^{10} d^4}$	$\frac{18 l}{10^8 d^4}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{l}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$0{,}09 \frac{l}{d}$	Bie.-Stabf.
$\frac{\pi k_b d^3}{32 r}$	$\frac{93 n b r^2 \lambda}{10^{10} d^4}$	$\frac{53 n b \lambda}{10^8 d^4}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$0{,}26 \frac{n b \lambda}{d} = 0{,}26 \frac{L \lambda}{d}$	Bie.-Serp.
$\frac{\pi k_b d^3}{32 r}$	$\frac{127 n b r^2 \lambda}{10^{10} d^4}$	$\frac{73 n b \lambda}{10^8 d^4}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$0{,}36 \frac{n b \lambda}{d} = 0{,}36 \frac{L \lambda}{d}$	Bie.-Fla.
$\frac{\pi k_b d^3}{32 r}$	$\frac{345 n D r^2 \lambda}{10^{10} d^4}$	$\frac{197 n D \lambda}{10^8 d^4}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$1{,}0 \frac{n D \lambda}{d} = 0{,}31 \frac{L \lambda}{d}$	Bie.-Schr.
$\frac{\pi k_b d^3}{32 r}$	$\frac{110 L r^2}{10^{10} d^4}$	$\frac{63 L}{10^8 d^4}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$0{,}31 \frac{L}{d}$	Bie.-Spir.
$\frac{\pi k_b d^3}{16 r}$	$\frac{173 n D r^2 \lambda}{10^{10} d^4}$	$\frac{99 n D \lambda}{10^8 d^4}$	$\frac{10^6 d^3}{r}$	$10^6 d^3$	$1{,}0 \frac{n D \lambda}{d} = 0{,}31 \frac{L \lambda}{d}$	Biege-Schr. (gestützt)
$\frac{\pi k_b d^3}{16 r}$	$\frac{173 l D r^2 \lambda}{10^{10} \chi d^5}$	$\frac{l D \lambda}{10^6 \chi d^5}$	$\frac{10^6 d^3}{r}$	$10^6 d^3$	$1{,}0 \frac{l D \lambda}{d^2}$	
$\frac{\pi k_b d^3}{16 r}$	$\frac{55 L r^2}{10^{10} d^4}$	$\frac{32 L}{10^8 d^4}$	$\frac{10^6 d^3}{r}$	$10^6 d^3$	$0{,}31 \frac{L}{d}$	B.-Sp. (gestützt)
$\frac{\pi k_d d^3}{16 r}$	$\frac{127 L r^2}{10^{10} d^4}$	$\frac{73 L}{10^8 d_4}$	$\frac{8 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$8 \cdot 10^5 d^3$	$0{,}6 \frac{L}{d}$	Drill-Stabf.
$\frac{\pi k_b d^3}{32 r}$	$\frac{29 n D r^2}{10^9 d^4}$	$\frac{167 n D}{10^8 d^4}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$0{,}8 \frac{n D}{d}$	Drill-Schr.
$\frac{\pi k_b d^3}{32 r}$	$\frac{29 l D r^2}{10^9 \chi d^5}$	$\frac{167 l D}{10^8 \chi d^5}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$0{,}8 \frac{l D}{d^2}$	Drill-Schr.
$\frac{\pi k_b d^3}{32 r}$	$\frac{93 L r^2}{10^{10} d^4}$	$\frac{53 L}{10^8 d^4}$	$\frac{5 \cdot 10^5 d^3}{r}$	$5 \cdot 10^5 d^3$	$0{,}26 \frac{L}{d}$	Drill-Spir.
$\frac{k_b b h^2}{6 r}$	$\frac{55 l r^2 \lambda}{10^{10} b h^3}$	$\frac{31 l \lambda}{10^8 b h^3}$	$\frac{8 \cdot 10^5 b h^2}{r}$	$8 \cdot 10^5 b h^2$	$0{,}26 \frac{l \lambda'}{h}$	Rechteckf.
$\frac{k_b b h^2}{6 l}$	$\frac{18 l^3}{10^{10} b h^3}$	$\frac{104 l}{10^9 b h^3}$	$\frac{8 \cdot 10^5 \cdot b h^2}{l}$	$8 \cdot 10^5 b h^2$	$0{,}09 \frac{l}{h}$	,,
$\frac{k_b b h^2}{6 r}$	$\frac{55 l r^2 \lambda'}{10^{10} b h^3}$	$\frac{31 l \lambda'}{10^8 b h^3}$	$\frac{8 \cdot 10^5 b h^2}{r}$	$8 \cdot 10^5 b h^2$	$0{,}26 \frac{l \lambda}{h}$	Dreieckf.
$\frac{k_b n b h^2}{6 l}$	$\frac{18 l^3}{10^{10} n b h^3}$	$\frac{104 l}{10^9 n b h^3}$	$\frac{8 \cdot 10^5 \cdot n b h^2}{l}$	$8 \cdot 10^5 n b h^2$	$0{,}09 \frac{l}{h}$	Blattf.-werk
$\frac{k_b n b h^2}{6 l}$	$\frac{27 l^3}{10^{10} n b h^3}$	$\frac{156 l}{10^9 n b h^3}$	$\frac{8 \cdot 10^5 \cdot n b h^2}{l}$	$8 \cdot 10^5 n b h^2$	$0{,}13 \frac{l}{h}$	Blattf.-werk
$\frac{k_b b h^2}{6 r}$	$\frac{55 L r^2}{10^{10} b h^3}$	$\frac{31 L}{10^8 b h^3}$	$\frac{8 \cdot 10^5 b h^2}{r}$	$8 \cdot 10^5 b h^2$	$0{,}26 \frac{L}{h}$	Drill-Spir.

Hebel r bzw. bei Führung (vgl. § 68g, Schluß). Die Formeln für die Nachgiebigkeit der über die Fläche gebogenen Serpentin- und chwickelfeder gelten nur, falls die Breite b wesentlich geringer ist als der Hebel r (vgl. § 68c, 5). Gleichungen der gestauchten und im arat eingespannten Zug-Schraubenfeder (§ 70e):

$$d^5 = \frac{D^3}{10^8}\left(\frac{l_i (p_a - p_i)}{l_a - l_i} - \frac{p_i}{4}\right) \qquad r = \frac{p_a D}{16 \cdot 10^5 \cdot d^3}.$$

Tabelle 34.

Federprüfungen I: Federungswege gestauchter Zug-Schraubenfedern.

(Fig. 83, Text § 71b, 68k.)

		Belastung der Feder										
		0	500	1000	1500	2000	2500	3000	3500	4000	4500	g
Zug-Schraubenfeder gestaucht, Fig. 65 A. $d = 0{,}125$ cm $D = 0{,}875 - 0{,}125 = 0{,}75$ cm	Gemessen (bei zunehmender Last): Federungsweg	0	0	1	2	4	10	16	22	29	35	mm
	Gemessen (bei abnehmender Last): Federungsweg	0	0	1	1	4	10	16	22	29	←	mm
	Berechnet: Unterschiede des Federungsweges	0	1	1	2	6	6	6	7	6	↑	mm
	Freidehnbeginn bei Freidehnlast $p_{frei} = 2000$ g — Zulässige Belastung $p^{\dagger} > 4500$											
	Berechnet: Relativer Federungsweg $\frac{f}{p} = \frac{3{,}5 - 0{,}4}{4500 - 2000} = 0{,}00124$ cm/g											
	Berechnet: Unvollkommenheitskoeffizient der Stauchung . . . . . $\eta = \frac{f_{frei}}{p_{frei}} / \frac{f}{p} = \frac{0{,}4}{2000} / 0{,}00124 = 0{,}16$											
Zug-Schraubenfeder gestaucht. $d = 0{,}125$ cm $D = 0{,}875 - 0{,}125 = 0{,}75$ cm $l = 10{,}57$ cm $n = 82\,1/2$	Gemessen (bei zunehmender Last): Federungsweg	0	0	0	0	2	7	14	21	28	35	mm
	Gemessen (bei abnehmender Last): Federungsweg	0	0	0	0	2	7	14	21	28	←	mm
	Berechnet: Unterschiede des Federungsweges	0	0	0	2	5	7	7	7	7	↑	mm
	Freidehnbeginn bei Freidehnlast $p_{frei} = 2500$ g — Zulässige Belastung $p^{\dagger} > 4500$											
	Berechnet: Relativer Federungsweg $\frac{f}{p} = \frac{3{,}5 - 0{,}7}{4500 - 2500} = 0{,}0014 =$ cm/g											
	Berechnet: Unvollkommenheitskoeffizient der Stauchung . . . . . $\eta = \frac{f_{frei}}{p_{frei}} / \frac{f}{p} = \frac{0{,}7}{2500} / 0{,}0014 = 0{,}2$											
	Berechnet: Unvollkommenheitskoeffizient der dichten Wicklung . . . $\chi = \frac{l}{nd} = \frac{10.75}{82{,}5 \cdot 0{,}125} = 1{,}025$											

Theoretisch vorhergesehen (Tab. 33):

$$\frac{f}{p} = \frac{n D^3}{10^8 d^4} = \frac{82{,}5 \cdot 0{,}75^3}{10^8 \cdot 0{,}125^4} = 0{,}00143 \text{ cm/g}$$

$$p^{\dagger} = \frac{16 \cdot 10^5 \cdot d^3}{D} = \frac{16 \cdot 10^5 \cdot 0{,}125^3}{0{,}75} = 4166 \text{ g}$$

Tabelle 35.

Federprüfungen II: Drehmomente einiger Federn bei Biegung.

ergleich der im Versuch gemessenen mit den theoretisch vorhergesehenen Winkel-Momentenbeziehungen, aße in cm, g. Figur 84, Text § 71c, 68b. Die Reihenfolge der Prüfungen, durch Pfeile angedeutet. gann jeweils bei Winkel 0°, stieg bis zum höchsten Winkelausschlag (stärkste Biegung) auf und ging von da wieder zum Winkel 0° zurück.

Prüfung Nr.	Gruppe Tab. 33	Name, Maße und Formel (Tab. 33) der geprüften Feder		Am Prüfapparat abgelesener Winkel 0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
1.	I Bb	Biege-Stabfeder aus rundem Draht, Fig. 64B. $d = 0{,}117$ cm, $l = r = 40$ cm. Theoret. Formel: $m = \frac{10^8 d^4}{18 l}\varphi$	Gemessen: (aufsteigend) Zug p	0	10	20	29	39	—		
			Gemessen: (absteigend) Zug p		9	19	28	39	←		
			Berechnet: Unterschied des Zugs		10	10	9	10			
			Berechnet: Drehmoment $m = r p = 40\,p$		400	800	1160	1560			
			Vorhergesehen: $m = \frac{10^8 \cdot 0{,}117^4}{18 \cdot 40}\varphi = 26{,}0\,\varphi$		390	780	1170	1560			
			Berechnet: Unterschiede der beiderlei Drehmomente		+10	+20	+10	0			
			Berechnet: Unterschiede in Prozenten des theoretischen Werts		+3	+3	+1	0			
2.	I Bc	Biege-Schraubenfeder gestaucht, Fig. 65B. $d = 0{,}1625$ cm, $D = 0{,}565$ cm; $n = 53$, $l = 8{,}7$, $r = 10{,}0$ cm; $\lambda = l - \frac{8{,}7}{10} + \frac{1}{3}\left(\frac{8{,}7}{10}\right)^2$ Theoret. Formel: $m = \frac{10^8 d^4}{99\, n D \lambda}\varphi$	Gemessen: (aufsteigend) Zug p	250	347	442	533	630	730	830	
			Gemessen: (absteigend) Zug p		345	441	533	630	730	←	
			Berechnet: Unterschied des Zugs		97	95	91	97	100	100	
			Berechnet: Zug p für (freie) Biegung über 30° hinaus				91	188	288	388	
			Berechnet: Drehmoment für Biegung über 30°: $m = r p$.				910	1880	2880	3880	
			Vorhergesehen: $m = \frac{10^8 \cdot 0{,}1625^4}{99 \cdot 53 \cdot 0{,}565 \cdot 0{,}382}\varphi = 61{,}6\,\varphi$				924	1848	2772	3696	
			Berechnet: Unterschiede der beiderlei Drehmomente				−14	+32	+108	+184	
			Berechnet: Unterschiede in Prozenten des theoretischen Werts				−2	+2	+4	+5	
3.	I Bc u. I Bb	Biege-Spiralfeder mit lang. Stiel, Fig. 66B. $d = 0{,}212$ cm, L(Spirale) $= 40{,}0$ cm, l(Stiel) $= r = 17{,}8$ cm. Theor. Formel (§ 68e): Da $r = r_I = r_{II}$ ist, so gilt $\frac{\varphi}{m} = \left(\frac{\varphi}{m}\right)_I + \left(\frac{\varphi}{m}\right)_{II} = \frac{63\,L}{10^8 d^4} + \frac{18\,l}{10^8 d^4}$; $m = \frac{10^8 d^4}{63\,L + 18\,l}\varphi$	Gemessen: (aufsteigend) Zug p	0	61	122	180	237	295	350	405
			Gemessen: (absteigend) Zug p		58	116	175	231	290	345	←
			Berechnet: Unterschied des Zugs		61	60	58	57	58	55	55
			Berechnet: Drehmoment $m = r p = 17{,}8\,p$		1086	2172	3204	4219	5251	6230	7209
			Vorhergesehen: $m = \frac{10^8 \cdot 0{,}212^4}{63 \cdot 40 + 18 \cdot 17{,}8}\varphi = 71{,}1\,\varphi$		1067	2133	3200	4266	5333	6399	7466
			Berechnet: Unterschiede der beiderlei Drehmomente		+19	+39	+4	−47	−82	−169	−257
			Berechnet: Unterschiede in Prozenten des theoretischen Werts		+2	+2	0	−1	−2	−3	−3

Tabelle 35. (Erste Fortsetzung.)

Prüfung Nr.	Gruppe Tab. 33	Name, Maße und Formel (Tab. 33) der geprüften Feder		Am Prüfapparat abgelesener Winkel 0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
4.	I Bd	Biege-Serpentinfeder über die Fläche gebogen, Fig. 67b. $d = 0{,}20$ cm, $b = 2{,}75$ cm, $n = 29$, $l = r = 18{,}3$, $\lambda = \frac{1}{8}$. Theoret. Formel: $m = \frac{10^8 d^4}{73 n b \lambda}$	Gemessen: (aufsteigend) Zug p	0	67	133	203	276	352	432	530
			Gemessen: (absteigend) Zug p		39	103	174	250	332	427	←
			Berechnet: Unterschied des Zugs		67	66	70	73	76	80	98
			Berechnet: Drehmoment $m = r p = 18{,}3\ p$		1226	2434	3725	5051	6502	7906	
			Vorhergesehen: $m = \frac{10^8 \cdot 0{,}2^4 \cdot 3}{73 \cdot 29 \cdot 2{,}75} \varphi = 82{,}5\ \varphi$.		1238	2475	3713	4950	6188	7425	
			Berechnet: Unterschiede der beiderlei Drehmomente . . .		−12	−41	+12	+101	+314	+481	
			Berechnet: Unterschiede in Prozenten des theoretischen Werts		−1	−2	0	+2	+5	+6	
5.	I Bb	Biege-Serpentinfeder über die Kante gebogen, Fig. 67a. $d = 0{,}20$ cm, $b = 2{,}75$ cm, $n = 30$, $l = r = 18{,}2$ cm, $\lambda = \frac{1}{8}$. Theoret. Formel: $m = \frac{10^8 d^4}{53 n b \lambda}$	Gemessen: (aufsteigend) Zug p	0	90	175	265	355	450	550	
			Gemessen: (absteigend) Zug p		90	175	265	355	450	←	
			Berechnet: Unterschied des Zugs		90	85	90	90	95	100	
			Berechnet: Drehmoment $m = r p = 18{,}2\ p$		1638	3186	4823	6461	8190	10010	
			Vorhergesehen: $m = \frac{10^8 \cdot 0{,}2^4 \cdot 3}{53 \cdot 30 \cdot 2{,}75} \varphi = 110\ \varphi$ . .		1650	3300	4950	6600	8250	9900	
			Berechnet: Unterschiede der beiderlei Drehmomente . . .		−12	−114	−127	−139	−60	+110	
			Berechnet: Unterschiede in Prozenten des theoretischen Werts		−1	−3	−2	−2	−1	+1	
6.	II Bb	Biege-Rechteckfeder, Fig. 69. Blechdicke $h = 0{,}034$ cm, $b = 2{,}0$ cm, $l = 15{,}0$ cm. Theoret. Formel: $m = \frac{10^9 b h^3}{104 l}$	Gemessen: (aufsteigend) Zug p	0	45	95	145	195	255	320	
			Gemessen: (absteigend) Zug p		45	95	145	195	255	←	
			Berechnet: Unterschied des Zugs			50	50	50	60	65	
			Berechnet: Drehmoment $m = r p = 15\ p$		675	1425	2175	2925	3825	4800	
			Vorhergesehen: $m = \frac{10^9 \cdot 2 \cdot 0{,}034^3}{104 \cdot 15} \varphi = 50{,}4\ \varphi$		756	1512	2268	3024	3780	4536	
			Berechnet: Unterschiede der beiderlei Drehmomente . . .		−81	−87	−93	−99	+45	+264	
			Berechnet: Unterschiede in Prozenten des theoretischen Werts		−11	−6	−4	−3	+1	+6	

Tabelle 35. (Zweite Fortsetzung.)

Gruppe Tab. 33	Name, Maße und Formel (Tab. 33) der geprüften Feder		Am Prüfapparat abgelesener Winkel 0°	45°	90°	135°	180°	225°	270°	315°
I Bd u. II Bb	Gerollte Flachwickel-Blattfeder (§ 67, 94, Fig. 57), I Flachwickelfeder (Fig. 68): $d = 0{,}117$ cm, $n = 19$, $b = 1{,}9$ cm. II Blattfeder (Fig. 69): $h = 0{,}01$ cm, $b = 1{,}35$ cm.	Gemessen: (aufsteigend) Zug p	0	56	107	157	210	273	340	406
		Gemessen: (absteigend) Zug p		55	107	155	209	273	340	←
		Berechnet: Unterschied des Zugs		51	49	54	63	67	66	
		Berechnet: Drehmoment $m = r\,p = 9{,}4\,p$		526	1006	1466	1974	2550	3187	3816
		Vorhergesehen: Drehmoment $m = 11{,}7\,\varphi$ . .		527	1054	1580	2106	2633	3159	3686
		Berechnet: Unterschiede der beiderlei Drehmomente . . .		−1	−48	−114	−132	−83	+28	+130
		Berechnet: Unterschiede in Prozenten des theoretischen Werts		0	−5	−7	−6	−3	+1	+4

I und II: $l = 2{,}6$, $r = 9{,}4$, also $\lambda = 1 - \frac{2{,}6}{9{,}4} + \frac{1}{3}\left(\frac{2{,}6}{9{,}4}\right)^2 = 0{,}749$

Theoretische Formel (§ 68 e, Tab. 33):

$$= \left(\left(\frac{m}{\varphi}\right)_{'} + \left(\frac{m}{\varphi}\right)_{''}\right)\varphi = \left(\frac{10^8\,d^4}{73\,n\,b\,\lambda} + \frac{10^8\,b\,h^3}{31\,l\,\lambda}\right)\varphi = \left(\frac{10^8 \cdot 0{,}117^4}{73 \cdot 19 \cdot 1{,}9 \cdot 0{,}749} + \frac{10^8 \cdot 1{,}35 \cdot 0{,}01^3}{31 \cdot 2{,}6 \cdot 0{,}749}\right)\varphi = 11{,}7\,\varphi$$

Tabelle 36.

Apparateprüfung I: Drehmomente einiger Handgelenk-Streckapparate.

ße in cm, g. Als Winkel o gilt derjenige Winkel, auf welchen sich die unbeanspruchte Prothese einlt. Die Reihenfolge der Prüfungen, durch Pfeile angedeutet, begann jeweils bei Winkel o°, stieg bis n höchsten Winkelausschlag (stärkste Beugung) auf und ging von da wieder zum Winkel o° zurück. Prothesen wurden bald so zentriert, daß die Drehachse des Prüfapparates mit der Achse des Prosengelenks, bald so, daß sie mit der Achse des Handgelenks oder auch mit beiden Achsen zusammenfiel (Text § 71c, Fig. 84, 89).

		Am Prüfapparat abgelesener Winkel 0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
. Modell RHa Streckende Wirkung. Hebel des Prüfgewichts am Handgelenk und am Apparatengelenk $r = 7$ cm	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	690	780	880	900	860	780		
	Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird	660	730	810	840	830	710	←	
	Berechnet: Unterschied dieser beiden Gewichte	30	50	70	60	30	70		
	Berechnet: Mittel derselben = Zug p	675	755	845	870	845	745		
	Berechnet: Drehmoment $m = r\,p$ . .	4725	5285	5915	6090	5915	5215		
	Berechnet: Unterschiede der Drehmomente		+560	+630	+175	−175	−700		
	Theoretisch vorausgesehenes Drehmoment (§ 88)	4850	5844	6480	6584	6004	4760		

Tabelle 36. (Erste Fortsetzung.)

		Am Prüfapparat abgelesener Winkel							
		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
1. Modell RHa Radial abduzierende Wirkung. Hebel des Prüfgewichts am Handgelenk und am Apparatengelenk $r = 7$ cm	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	320	300	280	260	—			
	Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird	270	230	220	210	←			
	Berechnet: Unterschied dieser beiden Gewichte	50	70	60	50				
	Berechnet: Mittel derselben = Zug p	295	265	250	235				
	Berechnet: Drehmoment $m = r\,p$	2065	1855	1750	1645				
	Berechnet: Unterschiede der Drehmomente		−210	−105	−105				
2. Modell RHb Streckende Wirkung. Hebel des Prüfgewichts am Handgelenk $r = 8{,}2$ cm	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	300?	470	640	770	870	990	1100	
	Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird	300?	470	640	770	870	990		
	Berechnet: Drehmoment am Handgelenk $m = r\,p$	2460	3854	5248	6314	7134	8118	9020	
	Berechnet: Unterschiede der Drehmomente		+1394	+1394	+1066	+820	+984	+902	
3. Modell RHc Streckende und leicht radial abduzierende Wirkung. Hebel des Prüfgewichts am Apparatengelenk $r = 16\frac{2}{3}$ cm	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	300	350	365	375	395	410	400	36
	Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird	300	340	350	360	385	390	380	←
	Berechnet: Unterschied dieser beiden Gewichte	0	10	15	15	10	20	20	
	Berechnet: Mittel derselben = Zug p	300	345	357,5	367,5	390	400	390	
	Berechnet: Drehmoment am Apparatengelenk $m = r\,p$	5000	5750	5958	6125	6500	6667	6500	600
	Verhältnis der Hebel $\frac{R^*}{R}$ gemäß Tabelle 38, Seite 514	1,000	0,948	0,904	0,869	0,844	0,829	0,825	
	Berechnet: Drehmoment am Handgelenk $m^* = m\frac{R^*}{R}$ bei vollkommener Verschiebungskorrektur	5000	5450	5384	5324	5487	5528	5362	497
	Berechnet: Unterschiede der Drehmomente		+450	−66	−60	+163	+41	−166	−387
4. Modell RHcc Streckende Wirkung bei radio-ulnarer Mittelstellung	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	310?	320	330	330	310	310	—	
	Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird	300?	310	310	300	280	280	←	
	Berechnet: Unterschied der beiden Gewichte	10	10	20	30	30	30		
	Berechnet: Mittel derselben = Zug p	305?	315	320	315	295	295		
	Gemessen: Hebel des Prüfgewichts am Handgelenk r	20	19	18	17	16	$15\frac{1}{2}$		
	Berechnet: Drehmoment ebenda $m = r\,p$	5700	5985	5760	5355	4720	4573		
	Berechnet: Unterschiede der Drehmomente		+285	−225	−405	−635	−147		

Tabelle 36. (Zweite Fortsetzung.)

		Am Prüfapparat abgelesener Winkel							
		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
4. Modell RHcc Streckende Wirkung bei stärkster radialer Abduktion	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	210?	290	320	350	330	400		
	Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird	190?	280	300	330	350	380	←	
	Berechnet: Unterschied der beiden Gewichte	20	10	20	20	30	20		
Radial abduzierende Wirkung	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	150	140	140	140	—			
	Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird	120	120	120	120	←			
	Berechnet: Unterschied der Gewichte	30	20	20	20				
	Berechnet: Mittel derselben = Zug p	135	130	130	130				
	Gemessen: Hebel des Prüfgewichts am Handgelenk r	19	19	19	19				
	Berechnet: Drehmoment ebenda $m = r\,p$	2565	2470	2470	2470				
	Berechnet: Unterschiede der Drehmomente		−95	0	0				
5. Modell RHd Streckende und leicht radial abduzierende Wirkung. Hebel des Prüfgewichts am Apparatengelenk (Federachse) $r = 14{,}2$ cm	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird		410	460	500	550	600	640	
	Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird		390	430	480	520	570	←	
	Berechnet: Unterschied beider Gewichte		20	30	30	30	30		
	Berechnet: Mittel derselben = Zug p		400	445	485	535	585		
	Berechnet: Drehmoment am Apparatengelenk $m = r\,p$		5680	6319	6887	7597	8307		
	Verhältnis der Hebel $\frac{R^*}{R}$ gemäß Tabelle 38, Seite 514		0,948	0,904	0,869	0,844	0,829		
	Berechnet: Drehmoment am Handgelenk $m^* = m\frac{R^*}{R}$ bei vollkommener Verschiebungskorrektur		5383	5713	5984	6411	6887		
	Berechnet: Unterschiede der Drehmomente			+330	+271	+427	+476		
6. Modell RHv Streckende und radial abduzierende Wirkung. Hebel des Prüfgewichts am Zusammenstoß der beiden Halbfedern (Fig. 80) $r = 13{,}5$	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	0	340	700	1200	1759	2450		
	Beobachtet: Gewicht, das eben noch heraufgehoben wird	0	340	700	1200	1750	←		
	Berechnet: Drehmoment am Apparatengelenk $m = r\,p$	0	4590	9450	16200	23625	33075		
	Berechnet: Drehmoment am Handgelenk $m^* = \frac{2}{3}\,m$	0	3060	6300	10800	15750	22050		
	Berechnet: Unterschied dieser Drehmomente		+3060	+3240	+4500	+4950	+6300		

Tabelle 36. (Dritte Fortsetzung.)

		Am Prüfapparat abgelesener Winkel							
		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
7. Spitzys Hebeapparat für Hand und Finger bei Radialislähmung. Modell der Firma „Ortoproban“, Wien	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	0	970	1880					
	Beobachtet: Gewicht, das eben heraufgehoben wird		920	←					
	Beobachtet: Hebel des Prüfgewichts am Handgelenk r	10,5	10,7	10,8					
	Berechnet: Drehmoment ebenda $m = r\,p$		10379	20304					
	Berechnet: Unterschiede der Drehmomente			+9925					
8. Radialisschiene der Firma Georg Haertel, Breslau und Berlin („Serpentinschiene“)	Beobachtet: Gewicht, das eben noch festgehalten wird	0	820	1950					
	Beobachtet: Gewicht, das eben heraufgehoben wird		720	←					
	Beobachtet: Hebel des Prüfgewichts am Handgelenk r	12,8	12,7	12,4					
	Berechnet: Drehmoment ebenda $m = r\,p$		10414	24180					
	Berechnet: Unterschiede der Drehmomente			+13766					

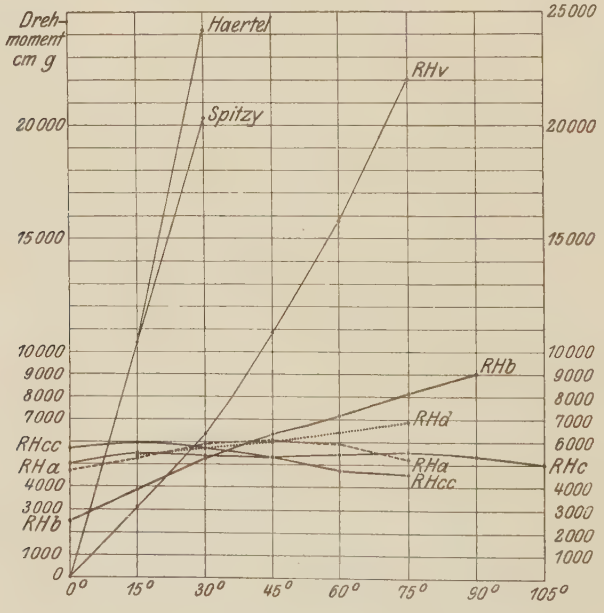


Fig. 89. Winkel-Momentenkurven einiger Handgelenk-Streckapparate (Radialisschienen) gemäß Tabelle 36. Die Kurven lassen erkennen, wie gut ausgeglichen die Federungen unsrer neuen Modelle sind.

Bemerkungen:

Zu 2 u. 5. Bei den Berechnungen der Federungen der Modelle RHb und RHd in § 70d und § 92, ist mit m das Drehmoment der einzelnen Feder bezeichnet, das verdoppelt werden muß, um das Drehmoment des ganzen Apparates, wie es diese Tabelle unter m angibt, zu erhalten.

Zu 4. Die am Modell RHcc bei stärkster Streckung (Winkel 0°) gemessenen Werte sind infolge des toten Ganges des Apparates unsicher. Daher wurde der Berechnung des Drehmoments bei Beugewinkel 0 statt des bei Beugewinkel 0° und radio-ulnarer Mittelstellung gemessenen Zugs der bei Beugewinkel 15° und stärkster radialer Abduktion gefundene Zug $p = 285$ (Mittel zwischen 290 und 280) zugrunde gelegt, woraus $m = rp = 20 \cdot 285 = 5700$ folgt. In beiden Fällen ist nämlich die Spannung der Federn annähernd dieselbe.

Zu 6. Bei Berechnung der Drehmomente m^* des Apparates RHv am Handgelenk wurde der Umstand außer acht gelassen, daß die Winkelausschläge am Handgelenk bei starker Beugung größer sind als am Apparatengelenk (§ 93). Die zuletzt aufgeführten Drehmomente gelten daher eigentlich für höhere Winkel als die Tabelle angibt, insbesondere das letzte und höchste Drehmoment 22050 für einen Winkel von etwa $75 + 30 = 105°$. Die Unterschiede der Drehmomente sind also geringer, die Federung ist erheblich weicher und mithin günstiger als die Tabelle aussagt.

Zu 7 u. 8. Die beiden letzten Apparate der Tabelle zeigen bereits nach einer Beugung von 30° eine bedeutende bleibende Verbiegung, welche darin zum Ausdruck kommt, daß absteigend ein erheblich geringeres Gewicht zur Herstellung des Winkels 15° benötig wird als aufsteigend. Die Apparate sind bei 30° bereits überbeansprucht. Der ähnliche Einstellungsrückstand bei den Modellen RHa, RHc, RHcc dagegen ist durch feste Reibung bedingt, daher kein Zeichen von Überbeanspruchung und unbedenklich.

Tabelle 37.

Apparateprüfung II. Drehmomente des Vierfinger-Streckapparates Modell RFf.

Als Winkel 0 gilt der Winkel, bei welchem der Apparat gerade gestreckt ist, als +90° der Winkel bei rechtwinkliger Beugung, als −90° jener bei rechtwinkliger Überstreckung

	beobachtet: Last p, welche nötig ist um einen Winkel herzustellen von				berechnet: Drehmoment am Grundgelenk $m = p \cdot r$, der Hebel $r = 4$ cm			
	−180°	−90°	0°	+90°	−180°	−90°	0°	+90°
Der blanke Apparat d. h. die Metallteile allein								
Zeigefinger {Drahtstärke $d = 0{,}09$ cm, Blechstärke $h = 0{,}008$ cm}	60	130	190	260	240	520	760	1040
Unterschied		70	60	70			280	
Mittelfinger {Drahtstärke $d = 0{,}10$ cm, Blechstärke $h = 0{,}008$ cm}	160	220	280	360	640	880	1120	1440
Unterschied		60	60	80			320	
Ringfinger {Drahtstärke $d = 0{,}09$ cm, Blechstärke $h = 0{,}008$ cm}	55	110	160	230	220	440	640	920
Unterschied		55	50	70			280	
Klein.Finger {Drahtstärke $d = 0{,}08$ cm, Blechstärke $h = 0{,}008$ cm}	30	80	120	170	120	320	480	680
Unterschied		50	40	50			200	
Derselbe Apparat nach dem Einnähen								
Zeigefinger	40	150	240	320	160	600	960	1280
Unterschied		110	90	80			320	
Mittelfinger	120	240	340	430	480	960	1360	1720
Unterschied		120	100	90			360	
Ringfinger	20	160	220	300	80	640	880	1200
Unterschied		140	60	80			320	
Klein.Finger		100	150	240		400	600	960
Unterschied			50	90			360	

Spezieller Teil.

Hand und Finger.
Die Strecklähmung (Radialislähmung).

Klinischer Teil.

Die Motilität des Radialisgelähmten.

§ 72. Die Motilität der einzelnen Glieder.

a) Über die Lähmung derjenigen Muskeln, welche die oberhalb der Hand gelegenen Gelenke bewegen, können wir uns kurz fassen, da sie für unsre Zwecke ohne große Bedeutung sind. Schwäche des Musculus triceps, kenntlich an der verminderten Kraft der Ellenbogenstreckung und dem weniger kräftigen Hervortreten der Muskelbäuche der vier Musculi anconaei, habe ich bei hochsitzenden Schüssen oft gesehn, komplette Lähmungen nie, und auch die Parese war nie so stark, daß sie für sich allein Anzeige zu einer Operation oder einer Prothese gegeben hätte. Letzteres gilt auch für die häufig gesehene Lähmung des Musculus brachioradialis, die leicht festzustellen ist: man läßt den Patienten seinen Arm in rechtwinkliger Beugung des Ellenbogens, die Hand mit dem Daumen oben, kräftig feststellen; dann springt der Muskelbauch beim Gesunden weit vor, beim Gelähmten bleibt er schlaff liegen. Die Funktion des Muskels wird in ausreichendem Maße von andern Muskeln, insbesondere vom Musculus biceps übernommen; allerdings bleibt die Kraft der Ellenbogenbeugung dabei hinter der normalen zurück. Der gleiche Muskel tritt auch für den gelähmten Musculus supinator soweit ein, daß die Supination ausführbar bleibt, allerdings mit verminderter Kraft insbesondere gegen Ende der Bewegung und bei gestrecktem Arm.

b) Wir kommen nunmehr zu den für uns so wichtigen Ausfallserscheinungen an Hand und Fingern. Der Patient bringt uns die Hand schlaff aus dem stärkst gebeugten Handgelenk herabhängend entgegen, die Finger hängen gleichfalls bei leicht gebeugten Gelenken, der Daumen ist meist in die Hohlhand eingeschlagen; das Bild der Tropfhand, das wir oben bereits geschildert und in seiner Entstehung erklärt haben (§ 41, Fig. 90, 91, 99e). Bei genauerem Zusehen zeigt sich neben der starken Flexion des Handgelenks meist eine geringe Ulnarabduktion.

Bei passiver Bewegung erweisen sich die langen Fingerbeugesehnen häufig als verkürzt: Fingergelenke und Handgelenke können nicht gleichzeitig so ausgiebig gestreckt werden wie beim Gesunden. Beim Versuch dazu kommt es zu jener Bewegung des einen Gelenks durch das andre, die wir

als verfrühte passive Insuffizienz kennen gelernthaben (§ 34). Unabhängig von dieser Veränderung ist außerdem häufig noch eine geringe Streckbeschränkung des Handgelenks für sich festzustellen, während der Beugeausschlag nicht selten größer ist als auf der gesunden Seite.

Fig. 90. Ruhelage der ausgestreckten Hand des Radialisgelähmten: Tropfhand.

c) Prüfen wir nun die aktive Beweglichkeit zunächst des Handgelenks! Eine normale Streckung des Handgelenks (Dorsalflexion) ist infolge des Ausfalls der Musculi extensores carpi ausgeschlossen. Viele Patienten aber verstehen es trotzdem, die Hand um eine beträchtliche Strecke anzuheben, indem sie sich des Kunstgriffs bedienen, daß sie die Finger kräftig zur Faust schließen und dadurch den uns bekannten Mechanismus der Bahnverlängerung in Tätigkeit setzen und die relative passive Insuffizienz der gelähmten Muskeln ausnutzen (§ 29a, 35, Fig. 91). Sobald die Finger wieder geöffnet oder auch nur weniger fest ineinander gekrampft

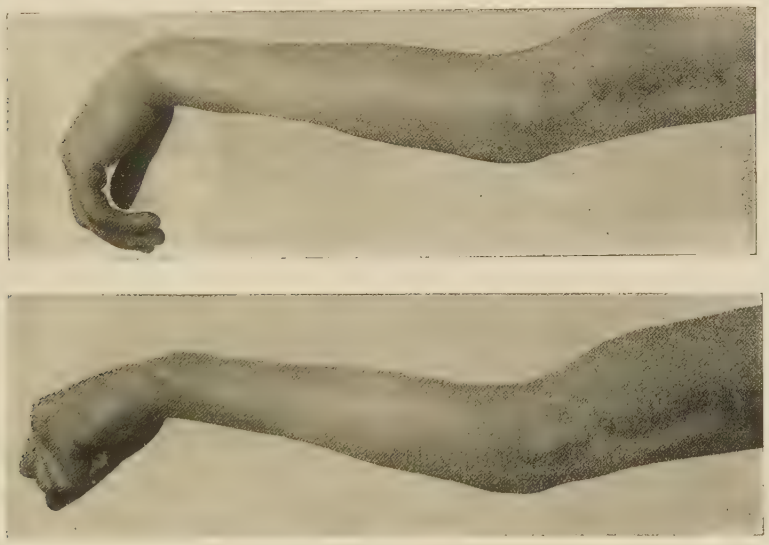


Fig. 91. Handgelenkstreckung durch Fingerbeugung beim Radialisgelähmten (Patient B, § 75). Oben Finger lose, unten Finger fest zusammengekrallt.

werden, sinkt die Hand herab. Einen praktischen Wert hat diese Kunstfertigkeit für den Patienten wohl nicht, denn eine Handbewegung, bei welcher nichts festgehalten werden kann, nützt ihm nichts. Auch noch in andrer Weise wissen manche Patienten eine Hebung des Handrückens vorzutäuschen: indem sie mit Daumen und Kleinfingerballen kräftige Oppositionsbewegungen ausführen, wird die Mittelhand zur Rinne verengt und der mittlere Teil derselben emporgedrängt. Auch der Gesunde kann

bei stark gebeugtem Handgelenk diese scheinbare Anhebung an sich selbst ins Werk setzen. Dazu kommt endlich noch als dritte Methode zur Anhebung der Hand die Rückfederung: der Patient beugt sein Handgelenk aktiv mit äußerster Anstrengung und entspannt dann plötzlich; die Hand schnellt zurück, d. h. sie streckt sich etwas. Auch diesen Kunstgriff vermag der Gesunde sich selber leicht vorzudemonstrieren. Durch ihn kann, weil er mit keiner Nebenbewegung verknüpft ist, der nicht gewitzigte Beobachter besonders leicht getäuscht werden. Im übrigen ist, wie schon früher bemerkt, die Rückfederung als Ersatzbewegung bei jeder Art Lähmung möglich, weshalb ich sie sonst nicht mit aufzählen werde. Aus alledem folgt, daß eine geringe Handhebung nur dann als Wirkung der Streckmuskeln und als Beweis für eine Tätigkeit des Nervus radialis angesprochen werden darf, wenn dabei ein Hervortreten der Strecksehnen am Handgelenk festgestellt werden kann.

Ist das Handgelenk auf irgendeinem Wege in Streckstellung übergeführt worden, so vermag es der Patient in normaler Weise zu beugen. Dagegen kann er Seitwärtsbewegungen mit der hängenden Hand selbstverständlich nicht oder nur andeutungsweise ausführen, da stärkste Beugung des Gelenks die Seitwärtsbewegung fast ganz ausschließt. Unterstützt man aber die Hand so weit, daß sie nahezu gestreckt ist, ohne daß dabei der Seitwärtsbewegung ein Widerstand entgegengesetzt wird — am einfachsten so, daß man die Hand mit der Innenfläche nach unten in eine an einer langen Schnur hängende Schlinge legen läßt — so ist, — zumal nach etwas Übung, ausgiebige Ulnarabduktion und manchmal auch wenig ausgiebige, aber doch deutliche Radialabduktion ausführbar, allerdings nur mit bescheidener Kraft. Läßt man den Patienten seine Hand mit dem Handteller nach oben halten, so daß sie durch ihr eigenes Gewicht das Handgelenk streckt, so kann er es gleichfalls seitlich bewegen, aber weniger gut als bei dem Versuch mit der Schlinge. Der Grund ist der, daß die Musculi flexores carpi ulnaris und radialis nur dann ihre abduzierende Wirkung deutlich zeigen, wenn man die flektierende Komponente aufhebt. Andernfalls ist das Endergebnis ihrer Anspannung immer nur Beugung, um so ausgesprochener je kräftiger sie sich anspannen, wie wir das früher (§ 43) des näheren gesehen haben. Daraus entsprang ja Duchennes Irrtum, daß diese Muskeln überhaupt keine seitwärtsbewegende Wirkung hätten, und noch heute wird von klinischer Seite die Fähigkeit des Radialisgelähmten zu abduzieren ausdrücklich geleugnet (Lewandowsky-Kramer I, 2, S. 544). Die Kraft, mit welcher unser Musculus flexor carpi ulnaris eine reine Seitwärtsbewegung zu leisten vermag, hängt davon ab, welche Kraft zur Verfügung steht, um die beugende Komponente des Muskels aufzuheben. Stellen wir der Beugung nur das Eigengewicht der Hand entgegen, so kann er nur mit einem geringen Teil seiner Kraft arbeiten, machen wir jedoch die Beugung durch die Schlinge oder durch eine geeignete Prothese ganz unmöglich, mit seiner vollen Kraft. Daß die seitwärtsbewegende Kraft des Flexor ulnaris erheblich, die des Flexor radialis gering ist und manchmal ganz fehlt, kommt daher, daß letzterer fast median, ersterer stark lateral am Handgelenk angreift (vgl. Fig. 36, 37, Seite 200, 207).

d) Indem wir nun zu den Bewegungen der vier Finger übergehen, stellen wir zunächst fest, daß die Streckung des Grundgelenks infolge des Ausfalls der Musculi extensores digitorum fehlt. Sie kann aber in bescheidenem Umfang ersetzt werden durch Ausnutzung der relativen passiven Insuffizenz der gelähmten Muskeln: ausgiebige Beugung des Handgelenks bewirkt leichte Streckung des Grundgelenks. Der gleiche Mechanismus wirkt auch auf die Mittel- und Endgelenke; außerdem aber können diese durch die Musculi interossei und lumbricales jederzeit aktiv gestreckt werden, wobei die Grundgelenke sich etwas beugen. Diese dem Gelähmten verbliebene „Ulnarisstreckung", vermöge deren er auch bei festgehaltenem Handgelenk die Interphalangealgelenke streckt, während das Grundgelenk sich unwillkürlich, wenn auch nur ganz wenig beugt, ist sehr charakteristisch. Daraus, daß die Finger nur noch unter der Wirkung der genannten kurzen Muskeln und der langen Beuger stehen, erklärt sich die gewöhnliche Haltung der Finger, welche wir früher besprochen und als Schaufelstellung bezeichnet haben (§ 37).

Die Finger können seitlich gespreizt werden, allerdings infolge der Beugung der Grundgelenke nur unvollkommen. Zu ausgiebiger Spreizung wäre die hier versagende Mitwirkung der langen Fingerstreckmuskeln erforderlich, nicht sowohl wegen der nur geringen spreizenden Komponente des Musculus extensor digitorum communis, als vielmehr weil die Gelenke nur bei gestreckten Fingern ausgiebige Spreizung zulassen.

Die Beugung der Finger ist normal, aber solange sie bei stark gebeugtem Handgelenk erfolgt — und das ist ja infolge des Ausfalls der Handstrecker bei unsrer Tropfhand die Regel — fehlt dem Faustschluß die volle Kraft, die, wie wir wissen, nur bei gestrecktem oder überstrecktem Handgelenke vorhanden ist (§ 43, 46).

Andrerseits hat jedes etwas kräftigere Zufassen mit den Fingern eine Beugung des vorher gestreckt gewesenen Handgelenks zur Folge, die Hand „kippt um", da die beugende Wirkung der langen Fingerbeuger auf das Handgelenk nicht wie beim Gesunden durch die Handgelenkstrecker aufgehoben werden kann.

Dem Daumen fehlt gleichfalls die durch seine Musculi extensores normalerweise bewirkte Streckung. Aber ihm stehen sogar dreierlei stellvertretende Bewegungsmöglichkeiten zu Gebote: Verlängerung der Bahnen für die Strecksehnen erstens durch Beugung des Handgelenks oder zweitens durch Abduktion vermittels des Musculus abductor pollicis brevis; ich kann leicht an mir selbst feststellen, daß kräftige Anspannung dieses Muskels ebenso wie ein Druck, der von außen in der Zugrichtung dieses Muskels gegen die Basis des Daumengrundgliedes ausgeübt wird, bei erschlafften Strecksehnen eine Streckung des Daumens in seinen beiden distalen Gelenken bewirkt. Drittens besitzen die den Musculi interossei der vier Finger analogen kurzen Daumenmuskeln wie diese eine Verbindung mit der Sehne des langen Streckmuskels und dadurch eine streckende Wirkung auf das Daumenendglied (§ 40). Diese stellvertretenden Daumenstreckungen sind von den normalen stets leicht zu unterscheiden, die letzt-

genannte durch ihre Beschränkung auf das Endglied, die beiden andern dadurch, daß die Abduktion die Streckung überwiegt. Die übrigen Bewegungen des Daumens sind nicht wesentlich beeinträchtigt.

§ 73. Verrichtungen und Hantierungen des Radialisgelähmten.

Was nun die zusammengesetzten Bewegungen und Verrichtungen der Hand anlangt, so ist Faustschluß und Fingerspitzenschluß erhalten, ersterer aber, wie wir schon sahen, mit sehr verminderter Kraft. Vermindert ist ferner die Geschicklichkeit in der Handhabung der Fingerspitzenzange insofern die Querführung des Daumens und damit das Wälzen des gefaßten Gegenstandes in der Richtung vom Kleinfinger hinweg mit dem Ausfall der langen Daumenstrecker unmöglich wird, was sich beispielsweise beim Knöpfen bemerklich macht (§ 42).

Die Hauptschwierigkeit für unsern Patienten ist das Öffnen der Finger. Da er weder die vier Finger noch den Daumen im proximalen Gelenk zu strecken vermag, kann er trotz seiner Fähigkeit zur Streckung der distalen Gelenke bei normaler, d. h. gestreckter Haltung des Handgelenks die Finger überhaupt nicht öffnen. Wohl aber bei gebeugtem Handgelenk und um so besser, je stärker es gebeugt ist, da jetzt die Bahnverlängerung die für den Spielraum ihrer Gelenke relativ insuffizienten Strecksehnen anspannt (§ 29). Diese dem Gesunden ungewohnte Handgelenkshaltung aber ist, wie wir wissen, für ihn die gewöhnliche Stellung. Die fehlerhafte Handgelenkshaltung ist also für den Patienten in dieser Beziehung ein Vorteil, was der Prothesenkonstrukteur wohl zu bedenken hat, wenn er daran geht, diese fehlerhafte Haltung zu korrigieren. Allerdings ist die so erzielte Greifweite sehr viel geringer als die normale — sie beträgt kaum ein Drittel derselben — aber der Gelähmte weiß sie durch eine weitere Ersatzbewegung zu vergrößern; er drückt die beiden Hälften seiner Fingerzange an dem Gegenstand selber, den er fassen will auseinander. Der ganze Greifmechanismus ist daher ein völlig andrer als beim Gesunden. Während dieser die Öffnung der Hand wesentlich dadurch besorgt, daß er die vier Finger im Grundgelenk streckt und so vom Daumen entfernt, bewegt der Radialisgelähmte in der Hauptsache den Daumen von den übrigen Fingern hinweg, indem er ihn abduziert, streckt sodann diese in den Interphalangealgelenken und beugt gleichzeitig das Handgelenk; endlich hilft er nötigenfalls noch durch den Druck des zu fassenden Gegenstandes selber nach.

Aus dem Umstand, daß beim Öffnen der Finger der Daumen, der ja in der Ruhestellung bereits halb opponiert und in die Hand eingeschlagen steht, abduziert statt extendiert wird, kann dem Faustschluß eine eigentümliche und höchst störende Schwierigkeit erwachsen. Es kommt nämlich vor, daß die Abduktionsbewegung den Daumen nicht genügend aus der Greifbahn des Zeigefingers entfernt und daß nun dieser, wenn er beim Faustschluß zufaßt, den Daumen mitgreift.

Wir kommen nun zu den Hantierungen des Radialisgelähmten. Der Patient vermag die gewöhnlichen Fertigkeiten des täglichen Lebens fast alle auszuüben, mit dem Kamm, mit Gabel und Messer, mit dem Trink-

glas, mit dem Suppenlöffel zu hantieren, allerdings durchweg etwas ungeschickt und meist dann am besten, wenn er das Instrument mit der vollen Hand faßt. Gewisse Schwierigkeiten bereitet das Knöpfen (das überhaupt ein Prüfstein der Fingerfertigkeit ist), da die Querwälzung nach der einen Richtung, wie wir bereits wissen, unmöglich ist. Doch lernt er sich mit der ihm verbliebenen andern Richtung und der Längswälzung behelfen. Über das Schreiben des Radialisgelähmten haben wir früher gesprochen. Er kann auch feine Schrift schreiben, doch fehlt, wie bei allen feineren Bewegungen jene letzte Sicherheit, welche nur die Mitarbeit der Gegenspieler (Moderatoren) und die durch sie bewirkte Feststellung geben kann (§ 42). Eine besondere Unbequemlichkeit beim Schreiben erwächst daraus, daß die auf dem Papier aufliegende Hand, wenn sie der Unterarm weiterschieben will, auf dem Papier hängen bleibt und im Handgelenk nachgebend sich beugt, statt zu rücken, so daß sie jedesmal erst vom Papier abgehoben werden muß, um von der Stelle zu kommen. Beim Nähen verstünde der Patient wohl die Nadel zu halten, aber es fehlt die Möglichkeit, den fingerhutbewehrten Mittelfinger hochzuheben um mit ihm die Nadel nachzustoßen. Ebensowenig gelingt die Handhabung der Schere, da der Daumen ohne Extensionsbewegung die Blätter nicht zu öffnen vermag, eine Schwierigkeit, welche allerdings durch Gebrauch eines selbsttätig sich öffnenden Instruments beseitigt werden kann.

Der Patient kann schwere Werkzeuge, welche mit einer oder beiden Fäusten gefaßt werden, wie Hacke, Schaufel, Feile, Hobel, Säge, Meißel mehr oder weniger gut regieren. Dabei ist die allgemeine Regel die, daß er, wo es gilt, das Werkzeug an den Körper heranzuziehen, keine Schwierigkeiten findet, wo es aber fortgestoßen werden soll, in Gefahr steht, daß die Hand plötzlich umkippt, d. h. in extreme Beugestellung gedrückt wird. Die Aufgabe, den Werkzeugstiel, z. B. der Schaufel zu drehen, muß der gesunden Hand überlassen werden. Weitere Einzelheiten werden uns im nächsten Paragraphen beschäftigen.

§ 74. Die Wichtigkeit der Handgelenksbewegungen insbesondere für den Radialisgelähmten.

Die Therapie der Radialislähmung stellt uns mit Eindringlichkeit die Frage: starre Schiene und dadurch Haltungsverbesserung und insbesondere vermehrte Kraft des Faustschlusses bei verhältnismäßig einfacher Konstruktion oder aber bewegliche Schiene und komplizierte Konstruktion? Daß die Erhaltung aller Bewegungen, insbesondere des Handgelenks erwünscht, daß ihre Aufhebung ein Nachteil ist, bezweifelt niemand. Doch habe ich den Eindurck, daß Chirurgen und Orthopäden sich von der Größe dieses Nachteils vielfach noch nicht genügend Rechenschaft geben. Weil die Handgelenksbewegungen weniger ausfahrend und daher weniger auffällig als jene in Schulter und Ellenbogen sind, erscheinen sie weniger bedeutungsvoll und verführen zu der Ansicht: „Das Handgelenk ist nebensächlich“ (Hildebrand). Aber man bedenke, daß der Patient im allgemeinen nicht mit der bloßen Hand, so wie er sie dem Arzt zur Unter-

suchung hinhält, arbeitet, sondern daß er mit ihr ein Werkzeug faßt, einen Stock, eine Gabel, einen Hammer, einen Pinsel, und daß die Hand nur den Gelenkkopf darstellt, um welchen herum das Werkzeug sich bewegt. Aber auch, wenn ein solches nicht benutzt, sondern ein Gegenstand nur vorübergehend gefaßt wird, wenn wir Steine vom Boden aufheben, Samenkörner zusammenlesen, wenn wir ein Buch, eine Türklinke anfassen und bewegen, wenn wir ein Stück Brot zum Munde führen, stets ist die Handgelenksbeweglichkeit von größter Bedeutung; denn sie befähigt erst die Hand, von der richtigen Seite her an den Gegenstand heranzukommen und nach der richtigen Seite hin ihn zu bewegen. Das gleiche gilt, wenn wir einen Gegenstand nicht fest packen, sondern nur mit der offenen Hand angreifen, wenn der Kellner das Servierbrett balanciert, wenn wir einen großen Topf, eine Schüssel, einen Tisch mit beiden Händen tragen oder einen Karren schieben, wenn wir schwimmen. Am besten bekommt man als Gesunder von der Bedeutung des Handgelenks eine Vorstellung, wenn man selber einmal einen Tag lang eine starre Schiene trägt; überall ist man schwer behindert und ungeschickt, überall fehlt der Bewegung das Letzte und Beste. Für nichts ist andrerseits der Gelähmte nach meiner Beobachtung dankbarer als für die Wiedererlangung dieser Beweglichkeit.

Wie aber, wenn er nun dafür den kraftvollen Faustschluß und die Möglichkeit, die Hand in gestreckter Stellung mit jeder Kraft festzuhalten, welche ihm die starre Schiene gab, opfern muß, da wir ja unsern frühern Überlegungen gemäß ihm nicht alles, was er verloren hat, wiedergeben können und also auf eine Auswahl des Wertvollsten angewiesen sind? Vor solche Wahl gestellt, zieht er stets die volle Beweglichkeit des Handgelenks, wenn auch mit geringer Kraft der Unbeweglichkeit vor. Dies wird verständlich, wenn wir bedenken, daß für die allgemeinen Verrichtungen des täglichen Lebens: Ankleiden, Essen, Schreiben und dergleichen ein fester Faustschluß nicht erforderlich, Beweglichkeit im Gelenk aber, wie eben geschildert, sehr wesentlich ist.

Was die Ausführung von berufsmäßigen schweren Arbeiten betrifft, so konnte ich unsre Patienten bei grober Gartenarbeit und bei Schreinerarbeit beobachten. Wenn ich sie dabei unsre später zu besprechenden beweglichen Radialisschienen tragen ließ, welche einerseits das Handgelenk, wenn auch nur mit geringer Kraft, zu bewegen, andrerseits dasselbe durch eine einfache Umschaltung in gestreckter Stellung festzustellen gestatten, dann bemerkte ich zu meiner anfänglichen Verwunderung, daß die Feststellvorrichtung fast gar nicht gebraucht wurde. Doch erkannte ich bald den Grund: wer Hobel und Säge, Meißel und Feile, Schaufel und Hacke zu führen versteht, der benutzt dabei zwar kräftig seine Handbeuger, die Streckung im Handgelenk aber besorgt er wesentlich passiv dadurch, daß er das Werkzeug gegen die Hand andrängen läßt. An aktiver Streckung braucht er bloß soviel als nötig ist, um die Hand beim Ergreifen des Instrumentes in die gewünschte Stellung zu führen, und um zu verhindern, daß sie plötzlich nach der Beugestellung hin umkippt. Diese Gebrauchsweise der Hand ist auch von der Natur dadurch vorgezeichnet, daß sie den Beugemuskeln des Handgelenks ein so großes Übergewicht über die

Strecker gegeben hat. Vgl. unsre Tabelle 7, sowie unsre früheren Erörterungen über die passive Faustschlußhilfe § 46e.

Ich habe nur eine Ausnahme von dieser Regel gefunden; bei der Führung des Hammers ist Haupterfordernis ein kräftiges Strecken des Handgelenks, dem aber sofortiges Erschlaffen und Beugen folgen muß. Daher ist unserm Patienten hierbei weder mit der starren Schiene gründlich zu helfen, bei welcher ihm die Beugung fehlt, noch mit der beweglichen, bei welcher das kraftvolle Anheben in Streckung ihm abgeht. Allerdings wenn es sich nur um ein leichtes Hämmerchen, etwa einen ärztlichen Perkussionshammer handelt, so kann dieser von dem beweglichen Apparat mit hoch genommen und so von der kranken Hand ganz gut gehandhabt werden. Einen schweren Hammer andrerseits kann der Patient mittels der starren Schiene regieren, indem er den Hammerstiel so lose faßt, daß er sich in der Hand etwas drehen kann. Aber dieses Hämmern mit losem Griff und steifem Handgelenk ist ungeschickt und wenig fördernd. Im allgemeinen wird der Patient daher das Hämmern der gesunden Hand überlassen müssen. Vom Hämmern abgesehen, ist die einzige Verrichtung, bei welcher nach meiner Beobachtung die besagte Feststellung öfter benutzt wird, das Einfahren in einen engen Ärmel. Nur in solchen Momenten ist also der Mann mit der starren Schiene gegenüber jenem mit der beweglichen im Vorteil. Noch besser aber ist natürlich der daran, der seine bewegliche Schiene jeden Augenblick in eine starre verwandeln kann, wie ihm das eben unsre beweglichen Schienenmodelle erlauben.

Besonders betont muß werden, daß die volle Beweglichkeit des Handgelenks bei Handhabung der erwähnten schweren Werkzeuge auch schon dann äußerst wertvoll ist, wenn sie nur passiv ist. Es wurde eben schon erwähnt, daß der Arbeiter, der ein solches Instrument mit voller Faust gefaßt hält, sich so einrichtet, daß die Streckung im Handgelenk wesentlich passiv durch des Gegendrängen des Instruments erfolgt. Dasselbe gilt von der Seitwärtsbewegung: die Schaufel, die Feile, die Säge, der Hobel, nehmen die Hand, die den Griff umklammert hält, mit und abduzieren sie dabei so weit als nötig, ohne daß die abduktorischen Muskeln mitzuhelfen brauchen — falls nicht eine unzweckmäßige Prothese dies Spiel behindert. Ganz besonders wichtig ist die abduktorische Haltung der Hand beim Führen des Meißels und Stemmeisens. Gerade hier allerdings ist auch eine gewisse aktive Mithilfe am meisten erwünscht. Auch diese aktive Seitwärtsbewegung wird dem Patienten durch unsre doppelt beweglichen Schienenmodelle ermöglicht.

Zusammenfassend können wir sagen, daß alle erwähnten schweren Werkzeuge von dem Radialisgelähmten gehandhabt werden können, wiewohl mit einiger Schwierigkeit. Die Handhabung wird erleichtert durch eine gute, insbesondere doppelt bewegliche Prothese, ja durch diese so sehr, daß Sägen und Stemmen, Hacken und Schaufeln fast ebensogut wie vom Gesunden ausgeführt werden und eigentlich nur das Hämmern der andern Hand überlassen werden muß.

Die starre Schiene dagegen ist für die meisten Arbeiten, zumal für alle die, welche eine gewisse Geschicklichkeit erfordern, eher hinderlich als

fördersam. Man beobachtet daher immer wieder, daß der Patient, dem sie der Arzt verordnet hat, sie bei der Arbeit ablegt. Sie ist in der Hauptsache nur eine die Haltung verbessernde Prothese, aber keine Arbeitsprothese.

Dazu hat sie für den Gelähmten oft noch einen besonderen Nachteil. In den häufigen Fällen nämlich, wo außer der Radialislähmung eine Beschränkung der Ellenbogenbeugung oder der Vorderarmrotation vorhanden ist, ersetzt bei gewissen Gelegenheiten die starke Beugung im Handgelenk dem Patienten die ihm fehlenden Beweglichkeiten des Arms und ermöglicht es ihm beispielsweise beim Essen und bei der Toilette mit der Hand an den Mund zu gelangen, sich zu kämmen, sich den Schlips zu binden. Die starre Schiene aber hebt diese Möglichkeit auf.

Trotz aller dieser vielfachen Behinderungen bedeutet die starre Schiene für den Patienten alles in allem eine Verbesserung seiner Leistungsfähigkeit unter der Bedingung, daß er die Schiene schnellstens ablegen und ebenso rasch wieder anziehen kann, so daß er sich ihrer jedesmal erledigt, falls er Verrichtungen vollbringen will, bei denen sie mehr stört als fördert.

§ 75. Krankengeschichte: traumatische Radialislähmung,

die Nervennaht bleibt ohne Erfolg, dagegen werden Ersatzbewegungen ausgebildet, welche irrtümlich als wiederkehrende Innervation angesprochen werden.

Patient B., Nr. 234, ist 25 Jahre alt, Schmied. Vor 22 Monaten (30. 8. 14) wurde der linke Vorder- und Oberarm durchschossen, dabei Radius und Humerus durchschlagen, während das Ellenbogengelenk verschont blieb. Große Ausschußwunde am Oberarm. Der Arm war 4 Wochen im Schienenverband, dann waren die Knochen konsolidiert. Am 4. 11. 14 erfolgte Verlegung in ein Heimatlazarett und dort am 6. 11. 14 die erste Operation:

„Vernähung des Nervus radialis. Dieser in seinem oberen Teil durchschossen, unterer Teil stark atrophisch. Beide Enden kolbig angeschwollen und in Schwielen eingebettet. — 8. 11. 14.: Da leichte Wundrose, Öffnung einiger Nähte, Entleerung von Eiter aus subcutanem kleinem Abszeß" . . .

„18. 12. 14: Das Gefühl im Daumen, welches im Anfang gar nicht vorhanden war, kehrt langsam wieder zurück . . . — 11. 1. 15: Patient vermag das erstemal den Radialis leicht zu innervieren. Die Hand wird um etwa 20° gehoben. — 15. 1. 15. Der Daumen wird das erstemal mühelos auf und ab bewegt. — 8. 2. 15: Kleine Retention am Ende der Naht. Inzision, Entleerung des Eiters, keine Beschwerden. — 16. 12. 15. Die Hand wird im Handgelenk kräftig und mühelos auf und ab bewegt. Desgleichen innerviert der Nervus radialis bereits den Daumen normal, Mittel- und Zeigefinger etwas weniger, vierter und fünfter Finger am wenigsten. Sensibilität allenthalben normal . . . — 17. 2. 15: Überm linken Ellenbogen noch eine kleine granulierende Wunde."

Diese war am 2. 4. 15 noch nicht ganz verheilt. Verlegung in ein anderes Lazarett, in welchem folgender Befund aufgenommen wird:

„2. 4. 15: Das Handgelenk kann gebeugt, aber nur bis zu zwei Dritteln gestreckt werden. Die vier äußeren Finger können vollständig zur Faust eingeschlagen werden. Der Daumen kann etwas zur Hohlhand eingeschlagen werden und festgehalten und von den übrigen Fingern getrennt werden und ein klein wenig in seinen beiden Gelenken gebeugt werden." Verlegung in ein weiteres Lazarett.

„15. 7. 15. Auf der Streckseite des Unterarms und auf der Streckseite des Daumens ist das Gefühl herabgesetzt. Das Handgelenk kann gebeugt aber nicht gestreckt werden, Finger werden gut gebeugt, aber nur schlecht gespreizt. Lähmung des Nervus radialis" . . .

Abermalige Verlegung. In dem neuen Lazarett wird am 20. 8. 15 „vollständige Radialislähmung" festgestellt. Daher abermalige Operation: „Schnitt durch die große frühere Operationsnarbe. Es zeigt sich, daß die frühere Nahtstelle mit dem Knochen verwachsen ist. Nach Lösung des Nerven ist die verwachsene Stelle nur Narbengewebe. Narbe völlig

schlapp, wird in der Ausdehnung von 2 cm exzidiert; dann zeigen sich an beiden Enden Nervenbündel. Naht des Nerven . . ." Nach etwas Eiterung am 30. 9. 15: „Wunden verheilt. Nervenfunktion unverändert, in das Revier entlassen."

Späteren Gutachtern fällt der Widerspruch in den über den Zustand des Nervus radialis erhobenen Befunden auf. Es wird die Vermutung aufgestellt, „daß das anfängliche Resultat der Nervennaht dadurch wieder verlorenging, daß die Nahtstelle in den Knochenkallus eingezogen und dadurch die Nervenleitung wieder vernichtet wurde." Diese Annahme ist angesichts des bei der zweiten Operation erhobenen Befundes unhaltbar. Vielmehr ist die Erklärung höchstwahrscheinlich die, daß der erste Operateur sich durch die Ersatzbewegungen welche bei diesem Patienten in ausgesprochenem Maße ausgebildet sind, hat täuschen lassen. Ich glaube, wir dürfen in dieser Hinsicht den ganz bestimmten Aussagen des verständigen Patienten Glauben beimessen, daß er nämlich die gleich zu schildernden Streckbewegungen, genau so wie er sie heute besitzt, bereits vor der ersten Operation besaß, daß er sie dann, als der ganze Arm nach dieser Operation, welche langwierige Eiterung nach sich zog, sehr schwach war, vorübergehend verlor, sie aber später in dem Maße, in welchem das Glied sich wieder kräftigte, zurückerlangte und seit dieser Zeit unverändert ausübt.

Der gegenwärtige Befund ist folgender:

9. 6. 16. Große, überall gut verschiebliche, leicht eingezogene Narbe an der Außenseite des linken Oberarms etwa 20 mm lang, $2^1/_2$ cm breit mit seitlichen Ausstrahlungen. Das unterste Ende erstreckt sich außen neben dem Olekranon bis auf den Vorderarm. An diesem kleine Einschußwunde, mitten über der Ulna. Dieser Knochen oberhalb seiner Mitte auf etwa 5 cm Länge etwas verdickt zu fühlen, desgleichen der Humerus in seinem mittleren und unteren Drittel auf etwa 10 cm Länge. Umfang des Oberarms in der Mitte $26^1/_2$ cm (rechts $27^1/_2$ cm), des Vorderarms im oberen Drittel 23 cm (links $26^1/_2$ cm): Ausgesprochene Atrophie der Streckmuskeln am Vorderarm. Radialpuls links schwächer als rechts.

Motilität: Ellenbogen wird von +16° bis +125° (rechts +6° bis +135° mit Moeltgens Winkelmesser gemessen)[1]) mit guter Kraft gestreckt jedoch fehlt die Anspannung des M. brachioradialis und des M. anconaeus quartus. Rotation passiv 90° (rechts 120°). Supination unter Anspannung der Bicepssehne bei gebeugtem Arm kräftig, bei gestrecktem Arm wenig kraftvoll, zuletzt versagend.

Handgelenk passiv gut beweglich: Beugung und Streckung in dem Bezirk von +72° bis —58° (rechts +52° bis —57°); Abduktion radialwärts 30°, ulnarwärts 27° (rechts 30° und 25°). Tropfhand. Aktiv kräftige Beugung unter Anspannung aller drei Handbeuge- sowie der oberflächlichen Fingerbeugesehnen, ulnare Seitwärtsbewegung bei gebeugter Hand unter Verstärkung der Beugung eben angedeutet mit etwa 5° Ausschlag. Radiale Abduktion fehlt, es fehlt jeder Steckung im Handgelenk bei hängenden Fingern. Wenn dagegen die Finger zur Faust eingeschlagen werden, so hebt sich der Handrücken von +72° auf +54°; werden jetzt die Finger fest zusammengekrallt, so findet eine weitere Hebung auf +44° statt, indem sich gleichzeitig die Grundgelenke stärker beugen (vgl. Fig. 91). Aktive Seitwärtsbewegung der in einer Schlinge aufgehängten Hand ist in einem Bezirk von 14° ulnarwärts und 5° radialwärts möglich.

Finger passiv normal, bloß die Abduktion im Metakarpalgelenk I ein ganz klein wenig (5°?) geringer als rechts. Finger werden im Grundgelenk stets mehr oder weniger stark gebeugt gehalten: Hängende Finger.

Aktive Fingerbewegungen: Finger 2—5 können gut gebraucht werden, nur berühren beim Faustschluß die Fingerspitzen die Hohlhand etwas weiter proximalwärts als an der gesunden Hand. Die Finger können im Grundgelenk nicht gestreckt werden. Streckanstrengungen führen nur in den Interphalangealgelenken zum Erfolg, wobei sich die Grundgelenke gleichzeitig etwas stärker beugen. Dagegen hat eine Beugung des Handgelenks

[1]) Bei den ärztlichen Messungen mit Moeltgens Winkelmesser pflege ich die beiden Schenkel des Instruments an die Streckseiten der im Gelenk zusammenstoßenden Leibesglieder anzulegen. Der dann abgelesene Winkel stimmt daher beim Handgelenk mit dem durch die Längsachsen dieser beiden Glieder gebildeten Winkel der physiologischen Messung nicht genau überein (vgl. § 60a). — Der Winkel Null wird bei gerader Streckung angenommen. Von dieser ausgehend werden Ausschläge im Sinn der Beugung mit positivem, solche im Sinn der Überstreckung mit negativem Vorzeichen versehen.

eine leichte Streckung der 4 Fingergrundgelenke zur Folge; beim überstreckten Handgelenk beträgt der Grundgelenkswinkel des Mittelfingers +72°, bei völlig gebeugtem +47° (Moeltgen) Spreizen unvollkommen, aber nicht viel unvollkommener als an der rechten Hand, falls dort die Grundgelenke gleich stark gebeugt gehalten werden.

Der Daumen kann adduziert, abduziert und opponiert, ferner in beiden Gelenken gebeugt werden. Bei kräftiger Abduktion findet Streckung in beiden Daumengelenken statt. Dabei kontrahieren sich die kurzen Daumenmuskeln kräftig, aber die Strecksehnen spannen sich nicht an. Beugung des Handgelenks hat leichte Streckung des Daumens zur Folge: bei hochgehaltener Hand beträgt der Winkel des Daumengrundgelenks +36°, bei völlig gebeugter +24°, ohne daß die Daumenmuskeln angespannt werden.

Elektrische Untersuchung: Die Streckmuskeln am Vorderarm sind mit dem faradischen Strom nicht zu erregen, mit dem galvanischen Strom ist bloß in den Handgelenkstreckern ein Erfolg zu erzielen. Die Zuckung ist ausgesprochen träg und erheblich schwächer als an der gesunden Seite: $An\,SZ > Ka\,SZ$.

Sensibilität: Es besteht Unempfindlichkeit für leichte Berührung in einem typisch umgrenzten Bezirk, der den Rücken des Daumengrundgelenks, sowie den zum Daumen und zum Zeigefinger gehörigen Rücken der Mittelhand umfaßt, ferner in einem kleinen Bezirk distal von der großen Narbe am Oberarm.

Technischer Teil.

Prothesen für Radialisgelähmte.

Unsre neuen Modelle.

§ 76. Die Ziele und das System unsrer Prothesen für Radialisgelähmte.

Die rationelle Konstruktion einer Lähmungsprothese muß sich wie wir erkannt haben aufbauen auf der Erkenntnis der pathologischen Mechanik des gelähmten Gliedes. In dieser Hinsicht entnehmen wir aus unsrer klinischen Betrachtung der Radialislähmung folgende praktisch wichtigen Feststellungen. Was dem Radialisgelähmten vor allem fehlt und was ihm daher unser Apparat vor allem verschaffen muß, das ist die aktive Streckung im Handgelenk und die Anhebung der Hand. Auch die Streckung der Fingergrundgelenke fehlt ihm, aber trotzdem ist eine gewisse Öffnung der Finger möglich und eine für viele Zwecke genügende Greifweite vorhanden, sobald das Handgelenk stark gebeugt wird. Diese starker Beugung also dürfen wir ihm nicht beeinträchtigen; andernfalls sind wir genötigt, für die Streckung der Grundgelenke der vier Finger und des Daumens gleichfalls Apparatenhilfe zu schaffen, die sonst meist entbehrt werden kann, oder doch in besonders einfacher Weise, sozusagen beiläufig und als Nebenwirkung der Handgelenkstreckung, geleistet werden kann. Kraftvolle Festhaltung des Handgelenks in Streckstellung ist erwünscht, um energischen Faustschluß zu erzielen, aber doch nicht von allzu großer Bedeutung, da die aktive Faustschlußhilfe, wie wir sahen (§ 46, 74) in weitgehendem Maße durch die passive ersetzt werden kann.

Weit wichtiger als die Besserung der groben Kraft ist die Mehrung der Geschicklichkeit der Hand. Die Geschicklichkeit macht den eigentlichen Wert der Hand aus. Sie beruht auf der allseitigen passiven und aktiven Beweglichkeit derselben. Die passive besitzt der Patient noch, und wir müssen uns nur hüten, sie etwa durch den Apparat, den wir ihm geben,

zu beeinträchtigen, die aktive ist ihm zum Teil verlorengegangen und sie gilt es, zu ersetzen.

Die aktive Beweglichkeit beruht beim Gesunden auf dem Zusammenspiel von Muskeln und Gegenmuskeln. Beim Kranken muß an die Stelle der Gegenmuskeln der künstliche Muskel treten. Dieser ist daher als Antagonist der noch arbeitenden Muskeln auszubilden (§ 63). Die noch vorhandenen Handgelenksbeweger können Beugung und ulnare Abduktion bewirken. Wir müssen ihnen also einen Gegenspieler verschaffen, der streckt und radial abduziert in passend abgestuftem Stärkeverhältnis. Dieses Stärkeverhältnis ist annähernd 2 : 1 denn gemäß Tabelle 6 der ersten Hälfte unsrer Arbeit beträgt das gesamte beugende Drehmoment der dem Radialisgelähmten verbliebenen eigentlichen Handgelenksbeweger, der Musculi flexores carpi radialis und ulnaris sowie palmaris longus $M = 6{,}27 + 8{,}06 + 1{,}30 = +15\,63$ cm kg, das vom Musculus flexor ulnaris ausübbare ulnare Drehmoment $M = 7{,}65$ cm kg, also etwa die Hälfte von jenem. Allenfalls dürfen wir die radial abduzierende Kraft unsres Apparates noch etwas schwächer wählen, da ja der noch arbeitende Musculus flexor radialis leicht radialwärts zieht. Sein seitliches Drehmoment beträgt laut Tabelle $M = +1{,}33$ cm kg.

Da die Geschicklichkeit wesentlich davon abhängt, daß die Bewegungen nicht nur ausführbar, sondern mit spielender Leichtigkeit vollziehbar sind, so ist überall möglichst für physiologische Bewegung und ausgeglichene wohl abgepaßte Federung zu sorgen.

Bei so hohen Anforderungen ist eine gewisse Kompliziertheit des Apparates unvermeidlich. Um aber den Patienten nicht mehr als unbedingt nötig mit Apparatur zu belasten, sind die für die einzelnen Gelenke bestimmten Mechanismen so zu bauen, daß jeder für sich verwendet werden kann, und also jeweils nur die einer Nachhilfe wirklich bedürftigen Gelenke einen Apparat erhalten; d. h. etwaige Finger- und Daumenapparate sind von der Handgelenksprothese zu trennen oder leicht trennbar zu machen. Sodann sind die Prothesen so einzurichten, daß sie möglichst mit einem Griff angelegt und wieder ausgezogen werden können, also nur solange getragen werden müssen, wie sie mehr fördern als behindern. Drittens und hauptsächlich habe ich mich nicht mit Herstellung jeweils eines Apparates für jedes gelähmte Glied begnügt, sondern eine Reihe von Apparaten vor allem für das besonders wichtige Handgelenk konstruiert, von welchen der eine dieser, der andre jener Forderung besser Rechnung trägt. Eines schickt sich nicht für alle. Dem einen Patienten ist mit einem einfachern, dem andern mit einem kunstvolleren Modell, diesem mit einem leichten und zarten, jenem mit einem kräftigen wiewohl schweren Apparat besser gedient. Ferner werden wir vielfach ein und demselben Patienten, wenn wir wirklich seine Bedürfnisse in bestmöglicher Weise befriedigen wollen, zwei verschiedene Apparate geben müssen für die verschiedenen Arten seiner Arbeit oder auch einen für die Arbeit, einen für den Ausgang auf die Straße.

Bei der Konstruktion dieser verschiedenen Apparate bin ich insofern ganz systematisch zu Werk gegangen, als ich die aus unsern früheren theoretischen Erörterungen (vgl. § 65) sich ergebenden Hauptmöglichkeiten

eine nach der andern verwirklicht und miteinander kombiniert habe. Die einzelnen Apparate sind daher auch rein technisch gesehen keine Zufallsfunde, sondern Ergebnisse einer planvollen Durcharbeitung des ganzen Gebietes, soweit die vorhergegangene theoretische Durchdenkung es mir erschlossen hatte. Das auf diesem Wege entstandene System von Apparaten ist also in doppelter Weise abgestuft: erstens nach den Leibesgliedern und Gelenken, die gestreckt werden sollen: Handgelenk, Grundgelenke der vier Finger, Daumen, zweitens nach der technischen Art und Vollkommenheit des Apparates.

Für den Bau des Handgelenkapparates wurden dabei folgende Hauptmöglichkeiten und Prinzipien zugrunde gelegt. Wir können den Apparat starr oder beweglich machen. In letzterem Fall können wir entweder den

Übersicht der Radialisprothesen eigne

Benennung	Federung	Sonstiges besonderes Kennzeichen	Tragendes Glied	Gelenk des Apparates	Lage der Achse
Handgelenk-Streckapparate:					
Modell RHst	—	Starre Radialisschiene		—	—
Modell RHa	Zug-Schraubenfedern	Cardanische Aufhängung der Hand [1])	Arm	Doppelscharnier	physiolog
Modell RHb	Biege-Schraubenfedern		Arm	unechtes G.	physiolog
Modell RHc	Zug-Schraubenfedern	von der Hand getragen [1])	Hand	Doppelscharnier	unphys.
Abart RHcc	dasselbe mit seitlich	angreifendem Zug [1])	Hand	Doppelscharnier	unphys.
Modell RHd	Drill-Schraubenfedern	von der Hand getragen	Hand	unechtes G.	unphys.
Modell RHv	Blattfeder (volare federnde Latte)	beugeseitig getragen	Arm	unechtes G.	unphys.
Abart RHvv	dasselbe mit ausgiebiger	Verschiebungskorrektur	Arm	unechtes G.	unphys.
Streckapparate für die Grundglieder der vier Finger:					
Modell RFf	Flachwickel-Blattfeder		Knöchel	unechtes G.	unphys.
Abarten RFf(a) und RFf(c)		zur Kombination mit RHa, RHc, RHd	Knöchel	unechtes G.	unphys.
Modell RFr	Rechteckfeder, zurückgebogen	für jeden Finger ein eigener Apparat	Finger	Scharnier	unphys.
Daumen-Streckapparate:					
Modell RDs	Drill-Schraubenfeder		Arm	unechtes G.	unphys.
Abarten RDs(b), RDs(c), RDs(d)		zur Kombination mit RHb usf.	Handgelenks-Apparat	unechtes G.	unphys.
Modell RD2s(a)	doppelte Drill-Schraubenfeder	zur Kombination mit RHa	Handgelenks-Apparat	unechtes G.	unphys.
Modell RDf(a)	Flachwickel-Blattfeder	zur Kombination mit RHa	Handgelenks-Apparat	unechtes G.	unphys.

[1]) Die Modelle RHa, RHc, RHcc besitzen eine Festellvorrichtung, welche das Handgelen

Vorderarm zum tragenden Glied machen, auf ihm den Apparat mit zwei Ansatzstellen befestigen und von ihm aus die nur an einer Ansatzstelle dem Apparat verbundene Hand angreifen lassen, oder wir können umgekehrt den Apparat auf der Hand als tragendem Glied festmachen, damit er von dort aus auf den lose verbundenen Arm zurückwirkt. In jedem der beiden Fälle können wir entweder echte Gelenke und von ihnen gesonderte Sprungfedern anwenden oder unechte Gelenke, bei welchen die Feder zugleich als Gelenk dient, anordnen. So ergeben sich die vier Hauptmodelle, welche ich durch die Buchstaben a, b, c, d unterschieden habe. Alle diese Modelle liegen auf der Streckseite von Arm und Hand. Ein fünftes Modell ergibt sich, wenn wir den Apparat auf die Beugeseite verlagern; es wird durch den Buchstaben v (= volar) gekennzeichnet. Als sechstes

Konstruktion und ihrer Haupteigenschaften.

Verschiebungskorrektur	Aktiver Ausschlag (Bewegungsmöglichkeit) (Winkel 0° bei gerader Streckung)			Ausgeglichenheit der Federung	Sicherheit	Ungefähres Gewicht	Modell
	Beugung +	Überstreckung −	Seitwärtsbewegung radial + ulnar −	Das Drehmoment (bei zunehmender Beugung)	Beanspruchungsgrad τ	g	
—	0		0	—	—	190	RHst
—	+55 bis −25 = 80°		+25 bis −25 = 50°	bleibt etwa gleich	0,82	300	RHa
—	+75 bis −25 = 100°		fast nur passiv	steigt etwas an	<1,43	190	RHb
Rollbahn	+80 bis −25 = 105°		+30 bis −30 = 60°	bleibt gleich	0,84	330	RHc
Rollbahn	+80 bis −25 = 105°		+30 bis −30 = 60°	bleibt gleich	0,84	330	RHcc
Schleifbahn	+75 bis −25 = 100°		ausgiebig	steigt etwas an	1,59	190	RHd
Zugbahn u. Schleuder	+40 bis −30 = 70°		gering	steigt stark an	<1,58	150	RHv
	+50 bis −30 = 80°		gering	steigt stark an	1,58	180	RHvv
2 Zugbahnen	+75 bis 0°		möglich	steigt wenig an	1,78	80	RFf
2 Zugbahnen	+75 bis 0°		möglich	steigt wenig an	1,78	50	
Schleifbahn	+75 bis −15 = 90°		möglich	nimmt etwas ab		15	RFr
Zugbahn u. kleine Schleifbahn	30° im Wurzelgelenke		unbehindert	steigt wenig an	1,2	90	RDs
			unbehindert	steigt wenig an	1,2	10	
			unbehindert	steigt wenig an		20	RD2s
			unbehindert	steigt wenig an			RDf

in Überstreckung starr festzuhalten ermöglicht.

Modell tritt der starre Apparat, durch die Buchstaben st bezeichnet, hinzu.

Die vorstehenden mechanischen Grundprinzipien können natürlich im einzelnen auf verschiedene Weise technisch verwirklicht werden. Ich habe mancherlei Lösungen im Lauf dieser Jahre durchprobiert und durchkonstruiert. Ich teile hier natürlich nur die jeweils als beste erfundene Lösung mit, gebe jedoch manchmal zwei Varianten, von welchen jede ihre besonderen Vorzüge hat.

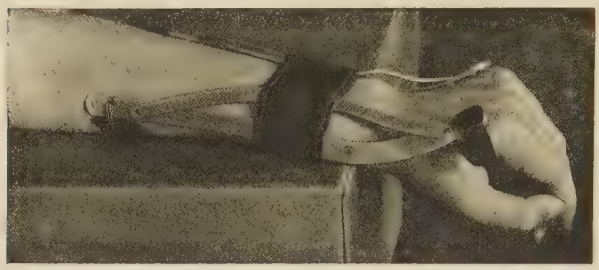


Fig. 92. Starre Radialisschiene Modell RHst.

Von den starren Schienen, die ich zu benutzen pflege, gebe ich bloß die Abbildung (Fig. 92); eine Beschreibung ist wohl nicht vonnöten. Ein Griff genügt zum Anziehen und Wiederablegen dieser Schiene.

Es ist noch eine Besonderheit unsres Themas zu erwähnen. Es gibt einen Bestandteil jedes Handgelenksapparates, das ist der die Hohlhand durchquerende Steg, welcher sozusagen ein Problem für sich darstellt, insofern die Wahl des Stegs — und es gibt mancherlei Arten, unter welchen wir zu wählen haben — in weitem Umfang davon unabhängig ist, wie wir den Apparat sonst konstruieren; im allgemeinen kann jede der zuvor besprochenen Lösungen des Gesamtproblems mit jeder Art des Stegs kombiniert werden. Wir werden daher das Problem des Stegs in einem besondern Abschnitt für sich besprechen.

Eine Übersicht unsrer Neukonstruktionen gibt die Zusammenstellung auf den beiden vorangehenden Seiten.

Einzelbeschreibungen.

Handgelenk-Streckapparate.

§ 77. Modell RHa: Handgelenk-Streckapparat für Radialisgelähmte mit Doppelbügel in Cardanischer Aufhängung, Doppelscharniergelenk und Zug-Schraubenfedern, mit physiologischen Achsen, am Vorderarm getragen. (Fig. 93, 94, 148, 152, Werkstattzeichnung Fig. 95; vgl. auch Fig. 50 b).

a) Allgemeine Beschreibung. Um die hängende Hand unter Erhaltung ihrer vollen Beweglichkeit anzuheben und hochzuheben, benützen wir ein System zweier gegeneinander und gegen den tragenden Teil des Apparates beweglicher Bügel, wodurch eine Art von Cardanischer Aufhängung entsteht. Der eine Bügel steht über dem Rücken des Handgelenks; seine volarwärts schauenden Enden sind in dem am Vorderarm festhaftenden tragenden Teil des Apparates so eingelenkt, daß die Drehachse radio-ulnar verläuft und mit der Achse der physiologischen Handgelenksbeugung zusammenfällt. Mitten auf der Höhe dieses hinteren Bügels ist der vordere Bügel eingelenkt, und zwar um die dorso-volare

Achse der physiologischen Seitwärtsbewegung drehbar. Die Schenkel des vorderen Bügels laufen zu beiden Seiten der Mittelhand nach vorn. Zwischen ihren Enden ist der die Hohlhand durchquerende Steg befestigt. So wird der Zug, welchen zwei am hinteren Bügel oberhalb seiner endständigen Gelenke angreifende Zug-Schraubenfedern ausüben auf die Hand übertragen und hebt diese an.

Der tragende Teil des Apparates besteht im wesentlichen aus zwei Stangen, welche, die eine ulnar, die andere radial, am Vorderarm entlang laufen und vorn (distal) durch eine feste Brücke, welche die Streckseite überquert, hinten durch einen Gurt, welcher um die Beugeseite herumgeführt wird, verbunden sind. Der Gurt ist nur an der einen Seite bleibend festgemacht, an der andren wird er mittels eines Hakens beim Anlegen des Apparates eingehängt. Die vorderen Enden der Stangen bilden mit dem hinteren Bügel die erwähnten Gelenke. Die Stangen sind aus Blech gefertigt, das zu einer Rinne gebogen ist, in welcher die beiden Zugfedern einen wohlgeschützten Platz finden.

Eine besondere Feststellvorrichtung ermöglicht es, jederzeit den beweglichen Apparat in bezug auf die Beugung in einen festen zu verwandeln. Auf der Höhe des hinteren Bügels nämlich springt ein Haken nach hinten vor und an der Brücke ist ihm gegenüber ein Kettchen festgemacht, das in diesen Haken eingehängt werden kann und dann die Beugung verhindert. Eine kleine Sprungfeder, welche das Kettchen brückenwärts zieht, sorgt dafür, daß es stets gespannt liegt und sich nicht von selbst aushängen kann. Das Kettchen kann so eingerichtet werden, daß der Apparat in jeder gewünschten Beuge- oder Streckstellung feststellbar ist. Für gewöhnlich dürfte die Feststellung in möglichst starker Streckung genügen.

Der Apparat ermöglicht bei Beugung und Streckung einen passiven und aktiven Gesamtausschlag von annähernd 80°, und zwar von einer Überstreckung von reichlich —25° anfangend bis zu einer Beugung von beinahe +55°. Das ist an Beugung nahezu alles, was der Gesunde noch mit Bequemlichkeit leisten kann und im gewöhnlichen Leben zu leisten pflegt, an Streckung etwas weniger; doch ist eine noch weitergehende passive Streckung möglich. Die Kraft der durch die Zugfeder bewirkten Anhebung ist bei jeder Winkelstellung nahezu dieselbe, wovon noch zu sprechen sein wird (§ 88).

An Seitwärtsbewegung im Handgelenk gestattet der Apparat einen passiven Gesamtausschlag von reichlich 50°, also etwa so viel, als der Gesunde normalerweise auszuüben pflegt. Der Betrag, bis zu welchem der Radialisgelähmte diesen Ausschlag aktiv auszunützen vermag, ist individuell sehr verschieden, meist kann er die wagerecht im Apparat liegende Hand ulnarwärts bis ans Ende des möglichen Ausschlags, radialwärts dagegen nicht wesentlich über die Mitte heraus bewegen, was sich aus den früher besprochenen Verhältnissen (vgl. oben § 72 c) erklärt. Dies gilt für den Fall, daß wir die Seitwärtsbewegung ungefedert lassen. Wir können aber für sie ebenso wie für die Beugung und Streckung eine Federung anbringen, und zwar in Gestalt einer Drill-Schraubenfeder, welche um den radialen Schenkel des hinteren Bügels herumgewunden liegt und mit ihrem freien Ende den vorderen Bügel radialwärts zu drehen strebt. Auf diese Weise gelingt es meist, den ganzen oder nahezu den ganzen passiv möglichen seitlichen Ausschlag auch aktiv begehbar zu machen. Zugleich wird der Neigung zu einer ulnaren Verschiebung der Ruhelage wirksam entgegengearbeitet. Die meisten Patienten empfinden daher die seitliche Federung als einen Vorteil, welchen sie nicht mehr missen wollen, wenn sie ihn einmal kennen gelernt haben. Aber auch die rein passive Möglichkeit der Seitwärtsbewegung ist bereits von großem Wert, wie wir früher betont haben (vgl. oben § 74).

Prüfungen des Apparates auf Weichheit und Festigkeit wurden nach der Anleitung von § 71 c, d ausgeführt. Prüfungsergebnisse sind in Tabelle 36 mitgeteilt.

a) Streckung (Ruhelage).

b) Beugung (man beachte die dabei mögliche erhebliche Greifweite!).

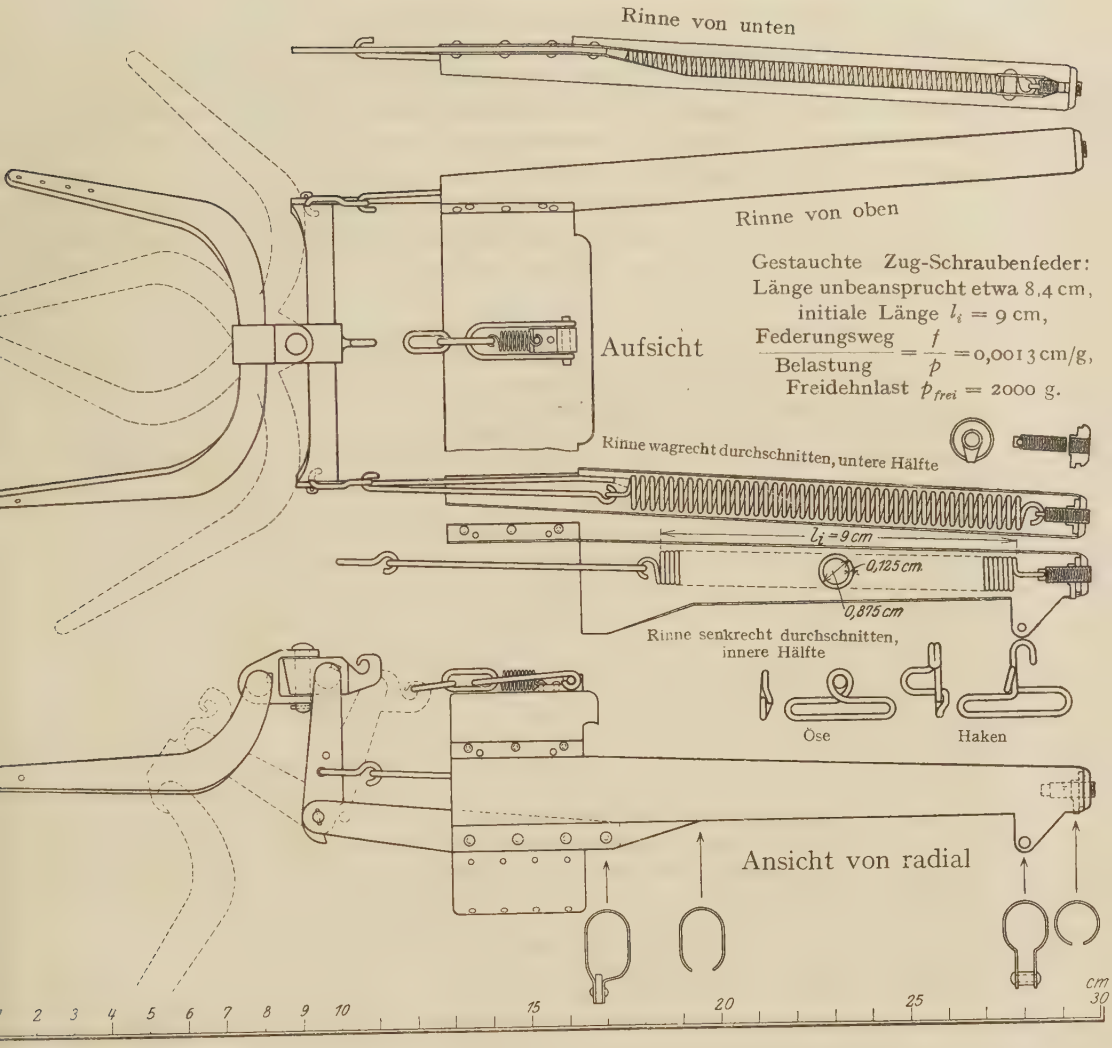
c) Ulnare Abduktion.

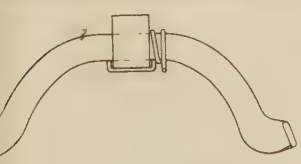
d) Radiale Abduktion.

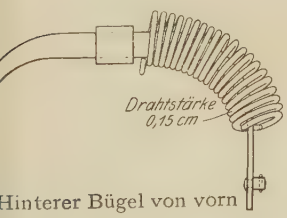
In der Hohlhand ein querer weicher Steg (Modell Steg r), der unter der Hauptfläche liegt, also keine die Finger streckende Nebenwirkung hat (§ 82). Trotzdem wird bei starker Beugung des Handgelenks eine erhebliche Greifweite erzielt. Der Apparat ist nicht mit Seitwärtsfederung versehen. Trotzdem vermag der Patient nicht nur ulnarwärts, sondern auch radialwärts ausgiebig aktiv zu abduzieren, was allerdings ungewöhnlich ist. Die die Streckung bewirkenden Zug-Schraubenfedern des Apparats liegen in den seitlichen Stangen (Rinnen) verborgen. Unter der durch zwei Druckknöpfe verschlossenen Klappe der Vorderarmbrücke liegt das Kettchen verborgen, das zur Feststellung des Apparates in Streckstellung dient.

Fig. 93. Handgelenk-Streckapparat Modell RHa bei einem Patienten mit völliger Radialislähmung, die aktiven Bewegungsmöglichkeiten zeigend.

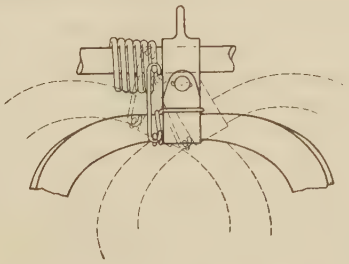
Fig. 94. Handgelenk-Streckapparat Modell RHa mit Seitwärtsfederung.



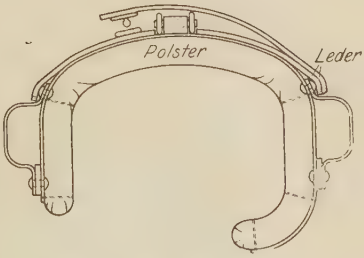

Vorderer Bügel von vorn



Hinterer Bügel von vorn


Beide Bügel von unten

Bügel mit Seitwärtsfederung versehen



Vorderarmbrücke, Schnitt

95. Handgelenk-Streckapparat Modell RHa. Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe.

Der Apparat ist etwas kompliziert, genügt aber hohen Anforderungen an Beweglichkeit und ist zugleich kräftig und haltbar. Freilich habe ich den Eindruck daß er, besonders was Freiheit der Bewegung anlangt, den auf der Hand getragenen Modellen nicht gleichwertig ist, so daß ich ihn diesen zuliebe in letzter Zeit vernachlässigt habe. Doch bietet er diesen gegenüber auch einige Sondervorteile, um derentwillen ich ihn nicht ganz fallen lassen möchte. Insbesondere könnte er sich in solchen Fällen nützlich erweisen, in welchen eine komplizierende Verletzung der Hand Apparate anzuwenden verbietet, welche auf dem Handrücken aufruhen und drücken.

b) Verpassung und Handhabung. Nur bei durchaus richtigem Sitz des Apparates ist tadelloses Arbeiten zu erwarten. Auf diesen Punkt ist daher große Sorgfalt zu verwenden. Vor allem ist dafür zu sorgen, daß Apparatenachse und physiologische Beugeachse zusammenfallen. Die physiologische Achse durchsetzt die Haut auf der radialen Seite kurz vor der Spitze des Processus styloideus radii in der sogenannten Tabatière anatomique, auf der ulnaren Seite über dem Os triquetrum. Ob die Apparatenachse richtig liegt, erkennt man am besten, wenn man den Patienten beugen und strecken läßt und dabei parallel der Beugeachse nach der Hand visierend beobachtet, ob diese ihre Lage im vorderen Bügel beibehält. Insbesondere soll erstens die Kuppelung der beiden Bügel immer annähernd gleich hoch über dem Handrücken schweben, und zwar soll der freie Zwischenraum zwischen Haut und Kuppelung 1 bis $1^1/_2$ cm betragen. Zweitens sollen die freien Enden des vorderen Bügels immer annähernd die gleiche Lage zu den Knöcheln der Fingergrundgelenke beibehalten und nicht etwa beim Beugen und Strecken vor- und zurückrutschen. Ist die Lage der Apparatenachse nicht richtig, so ist der Apparat zu verrücken, und zwar entweder in der Richtung der Vorderarmachse (proximal-distal) oder aber senkrecht dazu in dorso-volarer Richtung. Letzteres geschieht entweder durch Mehrung oder Minderung der unter dem horizontalen Brückenabschnitt befindlichen Polsterung oder aber durch Verkürzen oder Verlängern des Vorderarmgurts. Im allgemeinen wird die Lage dann richtig sein, wenn die durch die Oberkanten der seitlichen Stangen gelegte Ebene der Rückenlinie parallel läuft und wenn der vordere Rand der Vorderarmbrücke bis an die durch das Vorspringen der Griffelfortsätze bedingte Verbreiterung der Vorderarmknochen herangeht. Im übrigen ist die Polsterung der Brücke so abzupassen, daß der Arm ohne stark gedrückt zu werden, doch fest umschlossen wird und der Apparat auch bei heftigen Rotationsbewegungen seinen Sitz nicht verläßt. Der Filz der Polsterung wird mit der Zeit zusammengepreßt. Damit der richtige Sitz des Apparates erhalten bleibt, ist die Polsterung von Zeit zu Zeit neu zu justieren.

Das ulnare Ende der Brücke ragt ein wenig, das radiale ein gutes Stück über die Stangen nach unten (volarwärts) hinaus, so daß der Arm zu zwei Dritteln umschlossen ist. Beim Anlegen des Apparates muß, nachdem die Hand zunächst in den Hohlhandsteg eingelegt ist, der Arm mit der radialen Seite voran unter leichter Rotationsbewegung in die Brücke hineingeschoben werden. Zuletzt wird der Vorderarmgurt eingehängt.

Die beiden seitlichen Gelenke sollen bei gerade gehaltener Hand gleich weit, und zwar beide etwa $^1/_2$ cm weit von der benachbarten Haut entfernt sein. Ist dies nicht der Fall, so hilft man dadurch nach, daß man die Polsterung der Brücke auf der einen Seite verstärkt und auf der anderen entsprechend vermindert.

Den hinteren Bügel haben wir bisher in zwei Breiten gefertigt, einer schmaleren von 7 cm im Lichten wie auf der Werkstattzeichnung angegeben, und einer breiteren von 8 cm. Der Breite des hintern Bügels ist die Breite der Brücke angepaßt. Die Länge und Breite des vorderen Bügels richtet sich nach der Größe der Hand und außerdem nach der Art des Hohlhandsteges, der zur Anwendung kommt. Bei den übrigen Metallteilen sind wir bisher mit einer einzigen für alle gleichen Größe ausgekommen.

Die Feststellvorrichtung liegt unter einer durch zwei Druckknöpfe verschließbaren Klappe aus Tuch oder Leder, welche bloß dann geöffnet wird, wenn die Vorrichtung in oder außer Gebrauch gesetzt werden soll.

In betreff der Federung ist folgendes zu beachten. Die beiden seitlichen Stangen sind in dem größten Teil ihrer Länge zu einer Rinne umgeformt, welche neben der Brücke nur schmal,

dahinter ziemlich breit ist. In diesem weiten Teil findet die Schraubenfeder ihren Platz. Sie steht durch Vermittlung zweier Zwischenglieder mit dem hintern Bügel in Verbindung. Die ganze aus der Schraubenfeder und den beiden Zwischengliedern bestehende Zugkette soll frei in der Mitte der Rinne schweben, ohne daß sie irgendwo die Wand berührt. Die Zwischenglieder sind zu diesem Zweck in ganz besonderer aus der Werkstattzeichnung ersichtlichen Weise gebogen und in die Rinne eingepaßt. Bei den Bewegungen des Apparates darf kein Reibegeräusch hörbar werden.

Die Kraft, mit welcher die Schraubenfedern den hintern Bügel anziehen und mit welcher dann der vordere Bügel die Hand anhebt, ist abhängig von den Abmessungen und sonstigen Eigenschaften der Federn und der Zwischenglieder. Es ist aber eine Einrichtung vorgesehen, um ohne diese Teile umzugestalten den Zug innerhalb gewisser Grenzen regulieren zu können. Die Schraubenfedern sind nämlich mit ihrem hintern Ende in einer kleinen Schraube festgemacht, welche in der die Rinne abschließenden Kappe sitzt und in dieser gedreht und dadurch etwas vor- oder zurückgestellt werden kann. Um diese Verstellvorrichtung zu betätigen, muß man zunächst die Federung aushängen. Dies geschieht, indem man mit einer passend gebogenen Drahtschlinge den vorderen Haken des hintern Zwischengliedes aus dem hintern Haken des vordern Zwischengliedes heraushebt und das hintere Glied in die Rinne zurückschlupfen läßt. Nun kann man die Kappe von der Rinne abheben und an ihr die Feder hervorziehen. Indem man nun Feder und Schraube festhält, dreht man die Kappe nach Wunsch vor oder zurück. Drei volle Drehungen bewirken jeweils eine Verlängerung oder Verkürzung von etwa 2 mm und, wenn auf beiden Seiten ausgeführt, eine Verminderung oder Vermehrung des die Hand anhebenden Drehmoments am Handgelenk von etwa 600 cmg. Man mache immer nur ganze Umdrehungen, damit die Nase der Kappe, welche in die Rinne eingreifend unbeabsichtigte Drehungen der Kappe verhindert, immer nach unten sieht und beim Wiedereinsetzen Feder und Zwischenglieder nicht verdreht werden, das freie Schweben der Zugkette in der Rinne und ihre reibungsfreie Bewegung nicht gefährdet wird.

Die ulnare und die radiale Feder sollen stets gleich stark ziehen. Nach Aushängen der Federung soll der hintere Bügel sich in seinen Gelenken spielend bewegen und stets der Schwere nach fallen.

§ 78. Modell RHb: Handgelenk-Streckapparat für Radialisgelähmte mit Biege-Schraubenfedern,

welche als unechte Gelenke wirkend, Beugung in der physiologischen Achse zulassen, am Vorderarm getragen (Fig. 96, 97, Werkstattzeichnung Fig. 98. Vgl. auch Fig. 50 c).

a) Allgemeine Beschreibung. Die Anhebung der Hand geschieht durch zwei gestauchte Biege-Schraubenfedern, welche die eine radial, die andre ulnar neben dem Handgelenk liegen. Die letzte Strecke des Drahts, aus welchem jede Feder gewickelt ist, ragt als gerade Stange hervor. Die beiden Stangen laufen vom Handgelenk fingerwärts und tragen an ihrem Ende den die Hohlhand durchquerenden Steg, auf welchem die Hand aufruht. Hinten sind die Federn in dem tragenden Teil des Apparates festgemacht. Dieser besteht aus zwei Latten, welche die eine radial, die andre ulnar, am Vorderarm entlang laufen und distal durch eine die Streckseite überquerende Brücke fest verbunden sind, proximal beim Anlegen der Prothese durch einen um die Beugeseite geführten Gurt verknüpft werden. An der radialen Seite ist dieser Gurt mit einem Haken befestigt, welcher beim An- und Ausziehen des Apparates ein- und ausgehängt wird. Als Latten dienen zwei Aluminiumflachstangen. An deren vorderem Ende sind die Federn festgemacht, und zwar so, daß sie, wenn nicht beansprucht, nach vorn und oben laufen und mit den Latten einen

Winkel von $1^1/_2$ R bilden. Wenn sich nun die Hand in den Steg legt, geben sie soweit nach, daß das Handgelenk nur noch etwa 25° überstreckt ist. Durch Anspannung der Handbeugemuskeln kann der Patient das Handgelenk bis nahezu zum rechten Winkel beugen, wobei allerdings die Kraft der Federung, welche er überwinden muß, ständig zunimmt. Die Federn lassen auch seitliche Handgelenksbewegungen zu, jedoch können diese nur in beschränktem Maße von unserm Gelähmten ausgeführt werden, da dabei ein nicht unerheblicher Widerstand überwunden werden muß. Die Federn sind so gestellt, daß sie nicht gerade nach vorn, sondern etwas radialwärts laufen. Dadurch wird der Neigung des Radialisgelähmten zu ulnarer Abduktion im Handgelenkentgegengearbeitet.

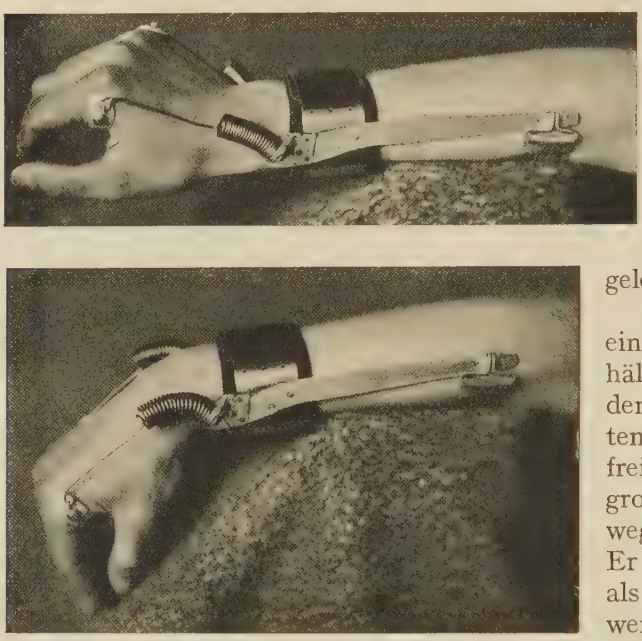


Fig. 96. Handgelenk-Streckapparat Modell RHb. Oben Streckung (Ruhelage), unten Beugung. Starrer Steg unter der Randfläche (Modell Steg s).

Der Apparat ist sehr einfach, leicht und verhältnismäßig billig. Trotzdem gibt er dem Patienten eine große Bewegungsfreiheit, wiewohl keine so große wie unsre andern beweglichen Modelle a, c, d. Er wird daher mit Vorteil als Übungsapparat verwendet und dem Patienten gegeben, sobald er den festen Verband abgelegt hat, um später, wenn das Glied kräftiger geworden ist, und der Beruf wiederaufgenommen werden soll, durch einen leistungsfähigeren ersetzt zu werden. Außerdem empfiehlt er sich in Fällen von rasch sich bessernden Paresen des Radialis, bei welchen ein Apparat voraussichtlich nur für kurze Zeit erforderlich ist und die Anschaffung eines kostspieligeren Mechanismus nicht lohnt. Eine Prüfung des Apparats auf Weichheit gibt Tabelle 36.

b) Über Einzelheiten des Apparates ist noch folgendes zu sagen. Die Biege-Schraubenfedern unsres Apparates sind aus Draht von 0,16 cm Durchmesser mit einem äußeren Federdurchmesser von etwa 1,5 cm gewunden und stark gestaucht. Die Länge der frei arbeitenden Feder beträgt etwa 3 cm, darüber hinaus läuft der Draht noch weiter bis er in dem den Hohlhandsteg tragenden Öhr endet. Wenn man eine derartige Feder statt in den Apparat in eine geeignete Zange oder Kluppe einspannt und dann gegen das freie Ende von der Seite her drückt und dadurch die Feder in gleicher Weise biegt, wie sie im Apparat gebogen wird, und wenn man dabei die Linie, welche das freie Ende bei zunehmender Biegung beschreibt, auf ein untergelegtes Papier aufzeichnet, so erhält man annähernd einen Kreisbogen, dessen

Fig. 97. Handgelenk-Streckapparat Modell RHb
kombiniert mit Daumen-Streckapparat Modell RDs(b).

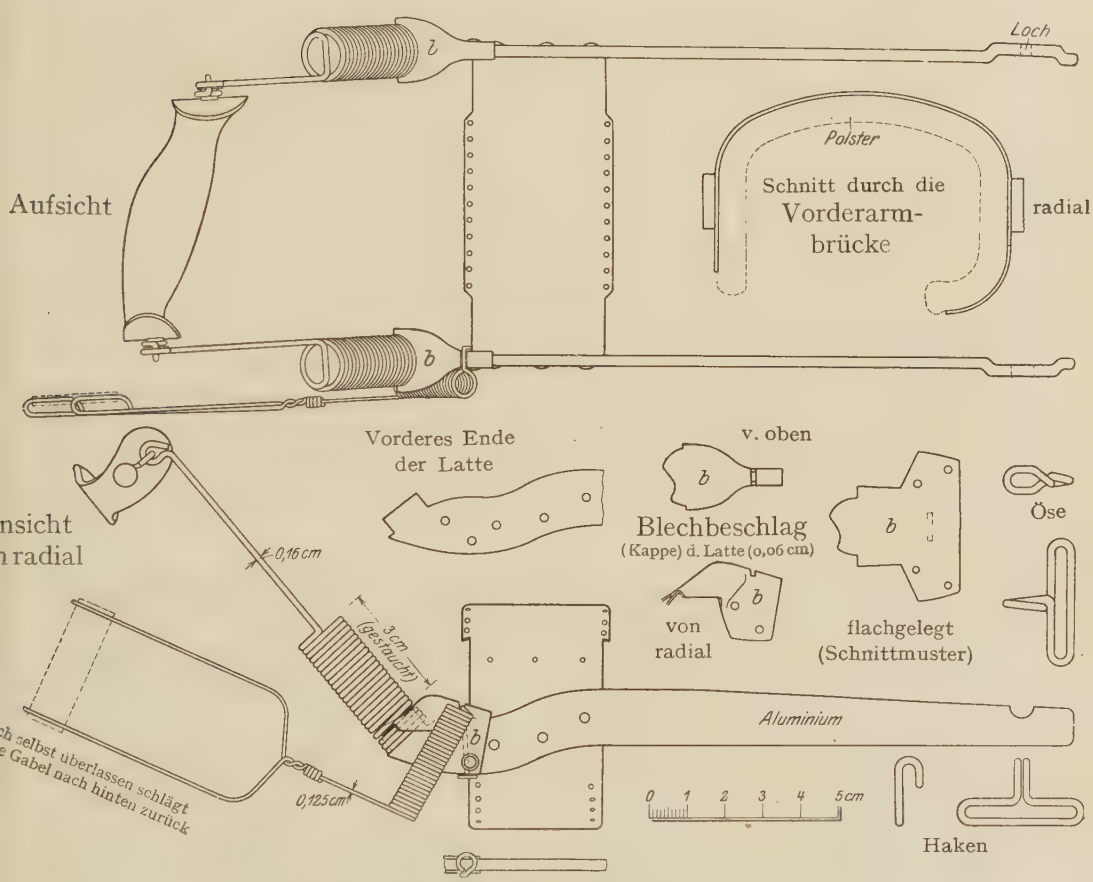


Fig. 98. Handgelenk-Streckapparat Modell RHb, kombiniert mit Daumen-Streckapparat Modell RDs(b). Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe.

Mittelpunkt etwa 1 cm von der Einspannstelle an dem beim Biegen konkaven Federrand liegt.

Bei der Verpassung ist nun der Apparat am Arm so zu justieren, daß dieser ideelle Mittelpunkt des von der Feder beschriebenen Kreises in die physiologische Beugeachse des Handgelenks fällt. Dies ist der Fall, wenn er auf der Daumenseite in der anatomischen Tabaksdose, auf der Kleinfingerseite über dem Os triquetrum liegt. Es empfiehlt sich beim Verpassen, diese Stellen auf der Haut mit dem Dermatographen zu markieren. Außerdem ist die richtige Lage dadurch gekennzeichnet, daß beim Beugen und Strecken des Handgelenks der Steg in der Hohlhand bei gleichbleibender Fingerhaltung seine Lage kaum verändert, an der Hand sich kaum verschiebt. Die Verschiebung ganz aufzuheben oder auch nur so geringfügig zu machen wie etwa bei dem zuvor beschriebenen Apparat, ist anscheinend deshalb nicht möglich, weil die vom freien Ende der Biege-Schraubenfedern bei dieser Bewegung beschriebene Linie doch von einer richtigen Kreislinie verschieden ist. Anderseits ist die Verschiebung zu gering, um beim Gebrauch der Hand zu stören. Sitzt der Apparat nicht richtig und gilt es, den ideellen Mittelpunkt der besagten Kreislinie zu heben, d. h. dorsalwärts zu verschieben, so überpolstert man die Mitte der Brücke stärker oder aber verkürzt den Vorderarmgurt etwas.

Von letzterem Mittel ist nur sparsam Gebrauch zu machen; im allgemeinen sollen die Latten parallel der Längsachse des Vorderarms laufen. Die Brücke soll den Arm fest umfassen und mit dem vorderen Rand dort abschließen, wo die Vorderarmknochen sich distalwärts zu den Griffelfortsätzen verbreitern. Der radiale Teil der Brücke reicht tiefer herunter als der ulnare. Der Apparat muß daher beim Anziehen leicht rotiert werden. In dieser Beziehung gilt das bereits beim vorigen Apparat Gesagte, dessen tragender Teil ganz ähnlich gebaut ist.

Die Länge der federnden Stangen ist der Hand und dem gewählten Steg anzupassen. Bei Benützung eines unter der Randfläche der Hohlhand liegenden starren Stegs (§ 84) ist die radiale Stange durchschnittlich 10 cm lang zu machen, die ulnare etwa $8^1/_4$ cm. Die Federn wirken um so kräftiger, d. h. heben die Hand um so höher, je kürzer sie sind und je stärker sie gestaucht sind. Die Federn können leicht ausgewechselt und so ausprobiert werden, daß ihre Stärke den individuellen Bedürfnissen entspricht. Im allgemeinen soll die radiale Feder etwas kräftiger wirken als die ulnare. Daher könnte erstere vielleicht aus ein wenig stärkerm Draht gefertigt werden, der mir freilich nicht zu Gebote stand.

Variante. Früher habe ich die Federn des Apparates bei gleicher Drahtstärke enger gewickelt, dafür aber die ganze Länge der tragenden Stangen als Schraubenfeder gestaltet. In Tabelle 35, 2 ist die Prüfung einer solchen Feder mitgeteilt, Fig. 50c gibt ein Bild vom Aussehen des ganzen Apparates. Auch diese Konstruktion hat sich ganz gut bewährt. Ich habe sie hauptsächlich deshalb verlassen, weil infolge der zu hohen Beanspruchung gelegentlich Verbiegungen der Federn vorkamen.

§ 79. Modell RHc: Handgelenk-Streckapparat für Radialisgelähmte, von der Hand getragen, mit Doppelscharniergelenk,

mit Zug-Schraubenfedern und mit Rollbahn als Verschiebungskorrektur bei unphysiologischer Beugeachse (Fig. 100, 101 Werkstattzeichnungen Fig. 105, 110, vgl. auch Fig. 50d).

a) Allgemeine Beschreibung. Dieser Apparat (ebenso wie das Modell RHd) unterscheidet sich von allen andern mir bekannten Prothesen dadurch, daß es nicht der Vorderarm, sondern die Hand ist, auf welcher der Apparat festliegt und getragen wird. Die Basis des Apparats ist die den hinteren Teil des Handrückens überquerende Handbrücke. Von dieser laufen die beiden Stangen nach vorn, welche an ihrem freien Ende den die Hohlhand durchquerenden Steg halten. Zwischen den Ansatzpunkten der beiden Stangen steht auf der Handbrücke der Bock, der die Verbindung mit dem über dem Vorderarm schwebenden Teil des Apparates, dem

Vorderarmstab, herstellt. Diese Verbindung oder Kupplung stellt ein Doppelscharniergelenk dar und verleiht dem Vorderarmstab eine entsprechende doppelte Beweglichkeit gegen die Handbrücke.

Zwischen dem Vorderarmstab und dem Handteil des Apparates besteht noch eine zweite Verbindung, welche einen federnden Zug ausübt und den Vorderarmstab gegen die Hand zu drehen sucht, und zwar so, daß sie ihn vom Arm streckwärts und etwas radialwärts abhebt. Wird diese Abhebung durch den Gurt, welcher am proximalen Ende des Stabes um die Beugeseite des Vorderarms herumläuft, verhindert, so wird die Hand in eben diesen Richtungen gegen den Vorderarm gedreht und dadurch die Wirkung der gelähmten Muskeln ersetzt. Daß die Drehung gleichzeitig streckwärts und etwas radialwärts geschieht, also etwa der Wirkung des vorzugsweise zu ersetzenden Musculus extensor carpi radialis brevis entspricht, wird einfach dadurch bewirkt, daß der Bock auf der Handbrücke nicht etwa über der Mitte des Handrückens, sondern etwas daumenwärts, gerade der Ansatzstelle des besagten Muskels entsprechend, angebracht ist.

Der Vorderarmstab besteht aus drei Hauptteilen: dem Rahmen, welcher in die Kupplung eingelenkt ist, der Zugkette, welche aus einer federnden Strecke und einigen nicht federnden Kettengliedern gebildet und hinten am Rahmen, vorne an der Kupplung festgemacht ist, im übrigen frei im Rahmen schwebt, und endlich der Hülse, welche Rahmen samt Zugkette umschließt und durch den Gurt am Arm festgehalten wird. In der Hülse rollt der Rahmen vor und zurück, und zwar auf vier losen Kugeln. Oder wenn man will, unter vier Kugeln, denn bei gewöhnlicher Armhaltung: Streckseite des Vorderarms nach oben, hat ja der Rahmen die Neigung hoch zu steigen, drückt also von unten nach oben gegen den überliegenden Teil der Hülse oder vielmehr gegen die zwischen ihm und der Hülse liegenden Kugeln. Vermöge dieser Kugeln kann der Rahmen innerhalb der Hülse sich fast ohne Reibung bewegen; die Rollbahn stellt eine ideale Verschiebungskorrektur dar. Über die Notwendigkeit einer solchen Korrektur, die durch die unphysiologische Lage des Apparatengelenks gegeben ist, haben wir früher gesprochen (§ 65).

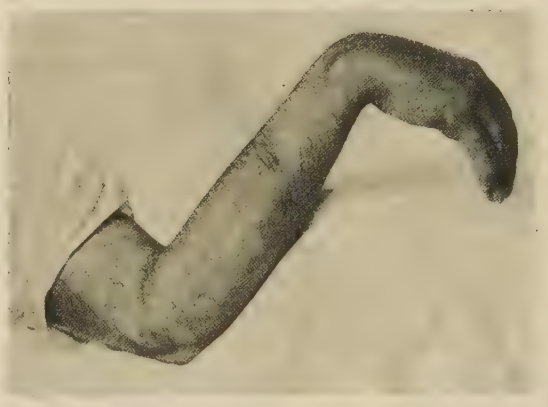
Der Apparat gestattet Beugung und Streckung im Handgelenk im Umfang von über 100°, Seitwärtsdrehung im Umfang von etwa 60°. Die Streckbewegung reicht bis zu einer Überstreckung von etwa 25°. Der Bewegungsausschlag ist also ein recht erheblicher. Der Umstand, daß der Apparat von der Hand getragen wird, mit dem Arm aber durch den Vorderarmstab nur lose verbunden ist, hat den Vorteil, daß die Rotation des Vorderarms, die bei dem üblichen Sitz des Apparates am Arm doch stets etwas behindert ist, so gut wie ganz frei bleibt. Für die Freiheit der Bewegung ist es weiter günstig, daß das Handgelenk nur dorsal, aber nicht seitlich von Apparatur umschlossen ist. Im ganzen scheint mir, gibt dieses Modell dem Patienten ein Höchstmaß von Bewegungsfreiheit und Bewegungsleichtigkeit. Letztere dank der besonders günstigen Abpassung der Federung, welche aus der in Tabelle 36, S. 440 und Fig. 89 und 157, S. 513 mitgeteilten Prüfung erkennbar ist. Der Apparat dürfte daher

a) Streckung (Ruhelage).

b) Beugung.

c) Ulnare Abduktion.

d) Radiale Abduktion.



e) Haltung der Hand ohne Apparat beim Versuch zu strecken (typische Tropfhand).

Fig. 99. Handgelenk-Streckapparat Modell RHcc bei einem Patienten mit völliger Radialislähmung (derselbe ist auch in den Fig. 100, 101, 120, 148 dargestellt), die aktiven Bewegungsmöglichkeiten zeigend. Federnder Steg unter der Randfläche der Hohlhand (Modell Steg f), bewirkt bereits in der Streckhaltung eine freilich nur geringe Greifweite.

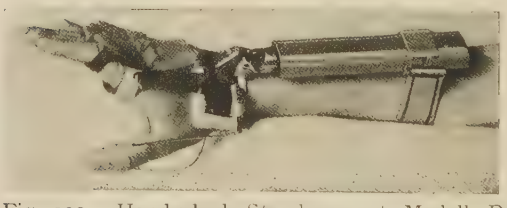
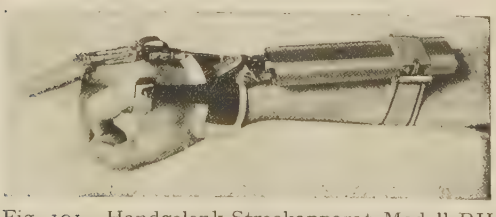


Fig. 100. Handgelenk-Streckapparat Modell RHc kombiniert mit Vier-Finger-Streckapparat Modell RFf(c) und Daumen-Streckapparat Modell RDs(c) bei demselben Patienten mit völliger Radialislähmung. Links Öffnen der Finger, rechts Faustschluß, der unbehindert erfolgt.



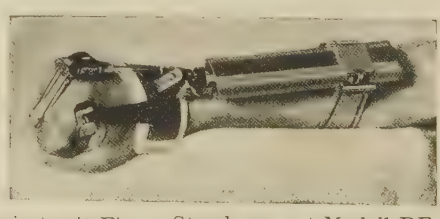


Fig. 101. Handgelenk-Streckapparat Modell RHc kombiniert mit Finger-Streckapparat Modell RFr am Mittelfinger bei demselben Patienten mit völliger Radialislähmung. Links isolierte Streckung des Mittelfingers, rechts Faustschluß, der unbehindert erfolgt.

vor allem in den Fällen angezeigt sein, in welchen die Geschicklichkeit der Hand möglichst weitgehend wiederhergestellt werden soll und dafür eine gewisse Kompliziertheit des Apparates in Kauf genommen wird. Die Variante RHcc scheint für die Funktion der Hand noch etwas vorteilhafter zu sein als das technisch einfachere gewöhnliche Modell RHc.

Die Beugefähigkeit des Apparates kann durch eine Feststellvorrichtung jederzeit aufgehoben, der Apparat in bezug auf Beugung in einen starren verwandelt werden. Dies geschieht, indem der Patient den vorn am Rahmen angebrachten Feststellstift betätigt und dadurch den Rahmen und die Kupplung in stärkster Streckstellung miteinander zusammenschließt. Zur Herstellung wie zur Lösung der Feststellung genügt ein Griff.

b) Einzelheiten. Durch Verlegung der Hauptauflagestelle auf die Hand ist die Verpassung wesentlich vereinfacht. Am Vorderarmteil ist nur die Gurtlänge zu justieren, und zwar so, daß der Vorderarmstab eben noch frei über dem Arm schwebt. Dafür muß die Verpassung an der Hand allerdings mit Sorgfalt geschehen, damit der Apparat hier festsitzt ohne lästig zu drücken; ein gewisser Druck auf die Handwurzel ist natürlich unvermeidlich. Die Handbrücke soll so liegen, daß die hintere Kante mit dem Handgelenk abschneidet und so weit nach hinten reicht, als es ohne Behinderung der Gelenkbewegung möglich ist, dabei genau der Form des Handrückens sich anpassen, auf welchem sie, mit einer dicken Filzschicht unterlegt, aufruht. Dies Polster hat die Neigung nach vorn zu rutschen. Dieser muß durch sorgfältiges Annähen und gelegentliche Neubefestigung entgegengearbeitet werden. Auch muß die Filzlage, wenn sie sich zusammengesetzt hat und dadurch die Wirksamkeit der Polsterung und die richtige Lage des Apparates beeinträchtigt wird, verstärkt oder erneuert werden. — Als Hohlhandsteg verwende ich mit Vorliebe federnde Stege.

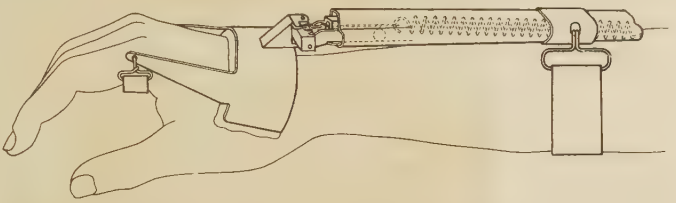


Fig. 102. Prinzip des Handgelenk-Streckapparates Modell RHcc. Die Feststellvorrichtung, durch welche das Handgelenk in Überstreckung fixiert werden kann, ist weggelassen.

(Um die Hülse am Arm hochzuziehen, habe ich noch einen besonderen Oberarmgurt vorgesehen. Dieser wird um die Streckseite des Oberarms unmittelbar über dem Ellenbogen herumgelegt, so daß die Epikondylen sein Herabrutschen verhindern. Das eine Ende trägt ein Beschlagstück, das wesentlich aus einem zu einer kurzen Röhre gewickelten Draht besteht. Das andre Ende besteht in einer dicken Schnur, welche durch diese Röhre hindurchgezogen ist und so knapp hineinpaßt, daß sie sich von selber nicht verschiebt. Jenseits der Röhre wird die Schnur zu einem Knoten geschlungen und dann beim Anlegen des Apparates in den Haken des Vorderarmgurts so mit eingehängt, daß der Knoten an den Haken anstößt und diesen und damit die Hülse gegen den Oberarm zieht. Die Lage des Knotens an der Schnur muß genau abgepaßt werden. Die Patienten, welche ich bisher den Apparat tragen ließ, haben diesen Oberarmgurt als nicht nötig erklärt, doch teile ich für alle Fälle die Konstruktion mit.)

Die beiden Zug-Schraubenfedern des Apparates stimmen in Drahtstärke, Windungsdurchmesser und Stauchung mit jenen des Modells RHa überein, nur die Länge ist etwas größer. Um am fertigen Apparat die Stärke der Federung nachträglich noch zu verändern, muß der Rahmen aus der Hülse gezogen werden, was nach Anheben der Sperrfeder an der Seite der Hülse ohne weiteres möglich ist; man gebe nur acht, daß die herausfallenden Kugeln einem nicht fortrollen. Die Veränderung der Federspannung geschieht durch Verkürzen oder Verlängern der nicht federnden Glieder der Zugkette. Eine Längenänderung von 1 mm entspricht einer Änderung des Zuges von etwa 200 g und des Drehmoments am Handgelenk von etwa 240 cmg. Die 4 Kugeln der Rollbahn haben jede einen Durchmesser von $^5/_{16}$ engl. Zoll, d. i.

schwach 8 mm, eine in der Fahrradindustrie bisher übliche Größe. Im Fall des Verlustes oder des Verrostens können neue durch jede Fahrradhandlung beschafft werden. Die Kugeln sind reichlich mit Vaselin einzufetten, nicht nur damit sie nicht rosten, sondern auch damit sie nicht klappern. Man prüft die Beweglichkeit der Rollbahn, indem man den Apparat so hält, wie er auf dem horizontal vorgestreckten Arm zu liegen kommt; bei der geringsten Neigung soll die Hülse auf den Kugeln vor- oder zurückrollen.

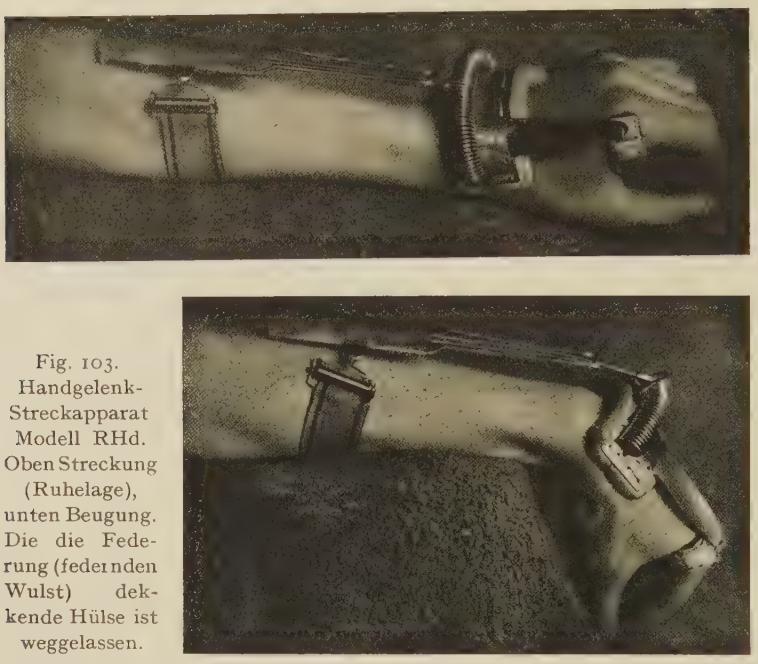


Fig. 103. Handgelenk-Streckapparat Modell RHd. Oben Streckung (Ruhelage), unten Beugung. Die die Federung (federnden Wulst) deckende Hülse ist weggelassen.

Der Vorderarmgurt ist auf der einen Seite an der Hülse festangebracht, an der andern wird er jedesmal beim Anlegen des Apparates mittels eines Hakens eingehängt. Dieser Einhängehaken ist, um ungewolltes Aushängen zu verhindern, mit einem selbsttätigen Verschluß versehen in Gestalt eines Bügels, der sich federnd vor die Hakenöffnung legt. Die Federung ist so abgepaßt, daß der Verschluß nicht fester ist als eben nötig und daß er sich, wenn man den Haken aushängen will, leicht löst. Beim Einhängen des Hakens klappe man den Verschlußbügel zuvor ganz zurück.

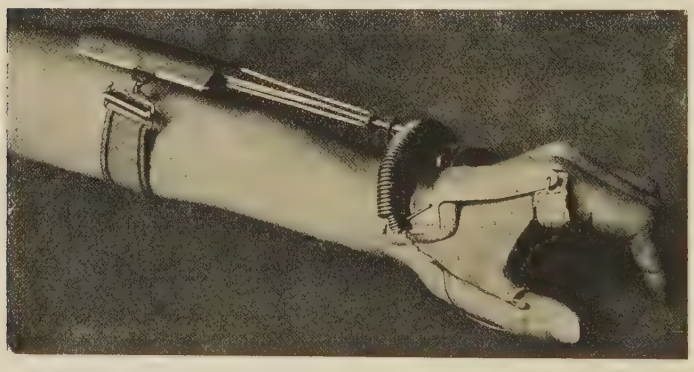


Fig. 104. Handgelenk-Streckapparat Modell RHd kombiniert mit Daumen-Streckapparat Modell RDs(d).

Die Feststellvorrichtung besteht aus einem krummstabförmigen Stift (Drahtstärke 0,25 cm), welchen eine Druckfeder ständig ulnarwärts drückt. Die Figuren 105 und 106 zeigen ihn in Ruhestellung. Zwecks Betätigung wird er so gedreht und geschoben, daß das kurze Ende das oberste Loch der radialen Latte und zwei entsprechende Löcher im Querschnitt der Kupplung durchfährt, wobei der ganze Apparat in stärkster Streckstellung gehalten werden muß. Der Patient soll darauf achten, daß hierbei der Feststellstift jedesmal so tief als möglich eingeschoben wird.

c) Variante: Modell RHcc mit seitlich angreifendem Zug (Fig. 99, 102, Werkstattzeichnungen Fig. 106, 111). Statt den Vorderarmstab radialwärts von der Medianlinie auf der Handbrücke einzulenken, kann man ihn auch genau in der Mitte anbringen und die radiale Drehungskomponente dadurch hervorbringen, daß man die Zugbahn an der Kupplung seitlich angreifen läßt, d. h. so, daß sie gleichzeitig in dem einen Gelenk derselben Streckung, im andern Seitwärtsdrehung bewirkt. Fig. 102 veranschaulicht diese Anordnung. Diese Konstruktion ist mechanisch etwas schwieriger und wohl auch nicht ganz so haltbar wie die eben beschriebene, hat aber den Vorteil, daß der Apparat in allen Stellungen des Handgelenks einer ganz bestimmten Lage zustrebt, während das andre Modell, wenn dem Zug der Federn so weit Genüge geschehen ist, daß die Arretierung erreicht ist, nunmehr eine Bewegung senkrecht zur Zugrichtung zuläßt, bei der die Federung sich nicht weiter spannt oder entspannt und auf die sie daher keinen Einfluß ausübt. Dadurch kommt anscheinend eine gewisse Unsicherheit in diese Bewegung. Wie weit dieselbe praktisch von Bedeutung ist, müßte noch genauer studiert werden.

§ 80. Modell RHd: Handgelenk-Streckapparat für Radialisgelähmte, von der Hand getragen, mit Drill-Schraubenfedern,

welche zugleich als unechte Gelenke dienen, mit unphysiologischer Achse und Gleitbahn (Fig. 103, 104 und Werkstattzeichnungen Fig. 108, 109, 112).

Dieser Apparat ist ebenso wie der vorhergehende durch die Eigentümlichkeit ausgezeichnet, daß er die Hand als tragendes Glied benützt. Wie bei jenem geschieht die Festmachung auf dem Handrücken vermittels einer Handbrücke, die in allen wesentlichen Eigenschaften mit der soeben beschriebenen übereinstimmt. Der Vorderarmteil des Apparates, welchen wir wieder als Vorderarmstab bezeichnen, ist jedoch wesentlich einfacher als bei dem vorbeschriebenen Apparat, und dasselbe gilt bezüglich der Verbindung zwischen beiden Teilen; diese wird nämlich durch die Federung des Apparates hergestellt, welche zugleich als unechtes Gelenk dient. Die Federung besteht aus zwei Drill-Schraubenfedern, welche auf der Handbrücke eine neben der andern liegen, so daß sie einen einzigen Wulst bilden, welcher einer dicken Raupe vergleichbar die Brücke von der einen Seite nach der andern überquert. Die eine Feder ist rechts, die andre links gewunden. Jede Feder ist mit ihrem äußern Ende in der Brücke festgehakt, das andre Ende läuft in eine gerade Drahtstange aus. Beide Drahtstangen laufen unmittelbar nebeneinander proximalwärts und bilden so den einen Bestandteil des über der radialen Kante der Streckseite des Vorderarms schwebenden Vorderarmstabes. Den andern Bestandteil desselben stellt der Rahmen dar, welcher die Drahtstangen mit dem Gurt in Verbindung setzt. Der Gurt umfaßt am proximalen Ende des Apparates die Beugeseite des Vorderarms und verhindert den Vorderarmstab sich vom Arm abzuheben und emporzuschnappen. Dadurch wird auf das Handgelenk ein Drehmoment im Sinn der Streckung und zugleich der radialen Abduktion ausgeübt; letzteres deshalb, weil wir unsre Federn nicht auf der Mitte der Handbrücke, sondern etwas mehr daumenwärts angebracht haben. Sobald

(Fortsetzung S. 476)

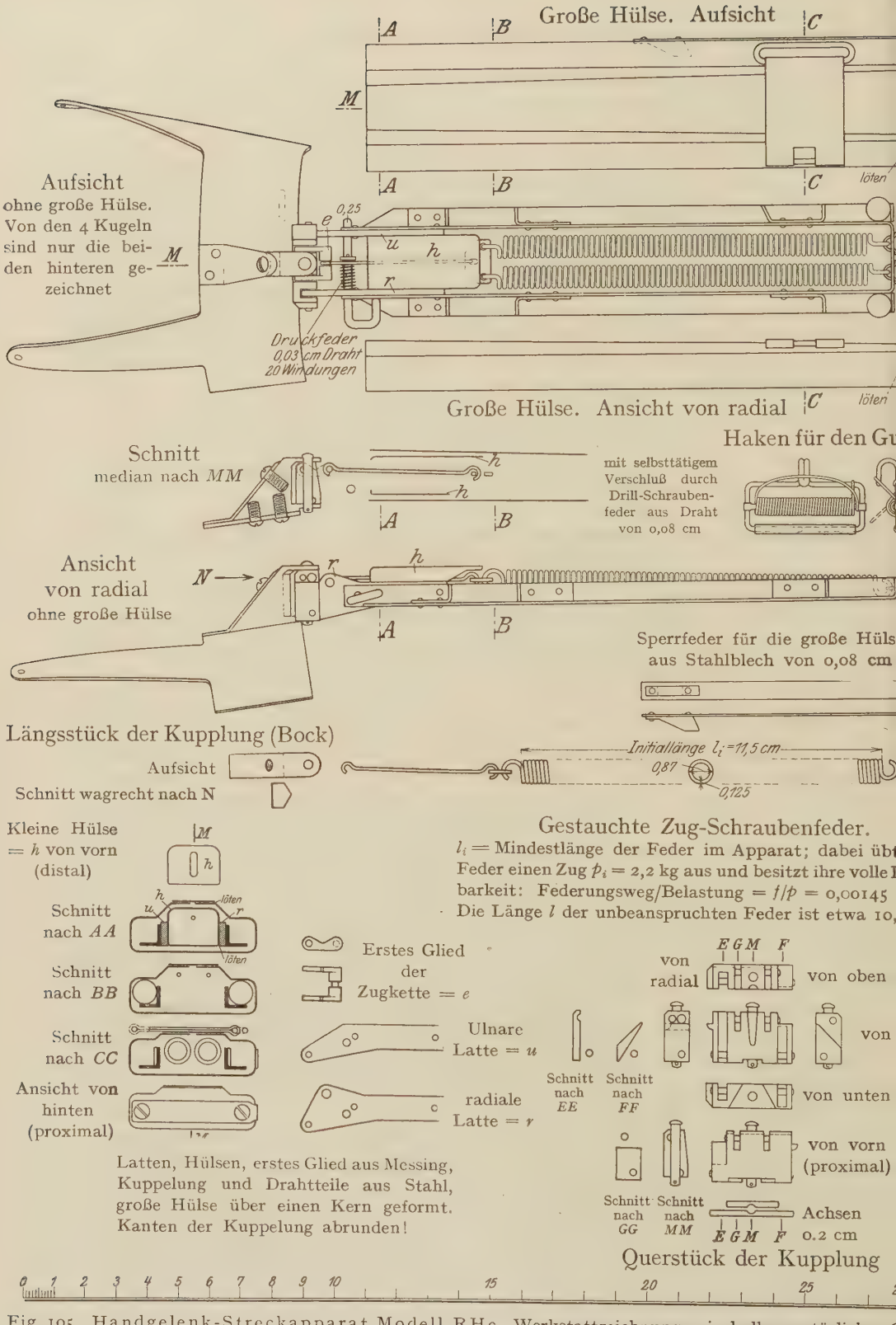
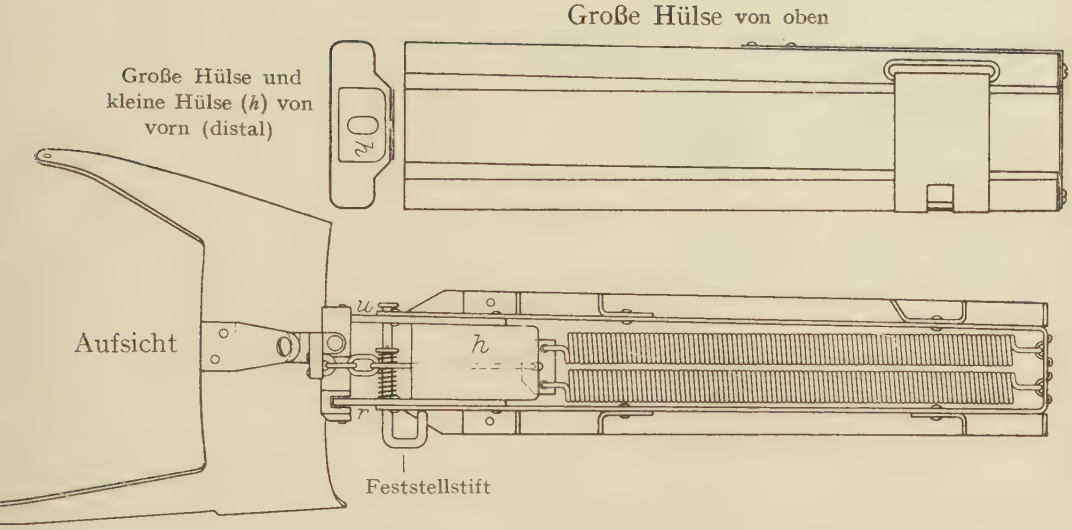


Fig. 105. Handgelenk-Streckapparat Modell RHc. Werkstattzeichnungen in halber natürlicher G



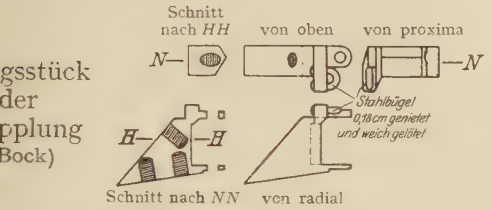
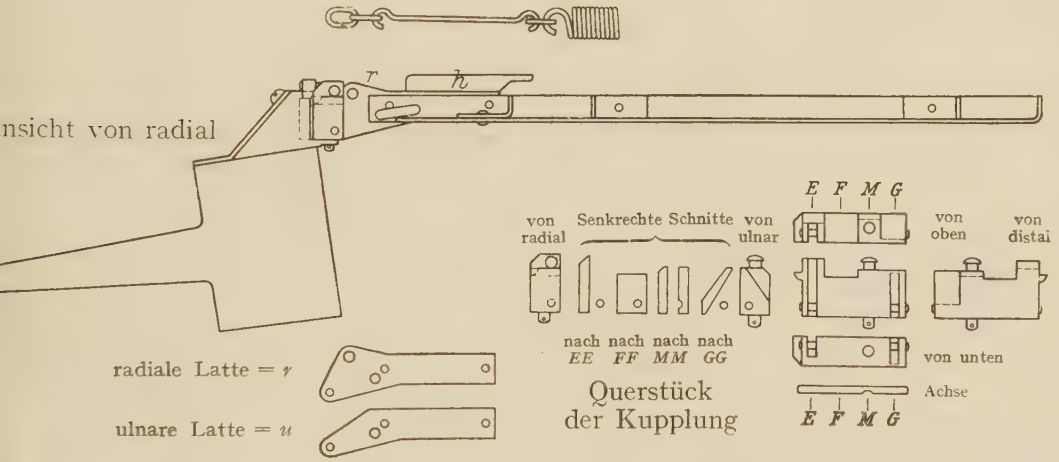


Fig. 106. Handgelenk-Streckapparat Modell RHcc. Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe, zu ergänzen durch die Zeichnungen zu Modell RHc auf der vorhergehenden Figur.



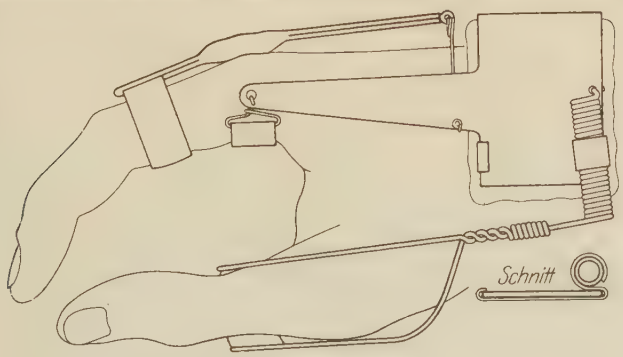


Fig. 107. Anbringung des Finger-Streckapparates Modell RFf(c) und des Daumen-Streckapparates Modell RDs(c) an den Handgelenk-Streckapparaten Modell RHc und Modell RHcc. Werkstattzeichnung in halber natürlicher Größe.

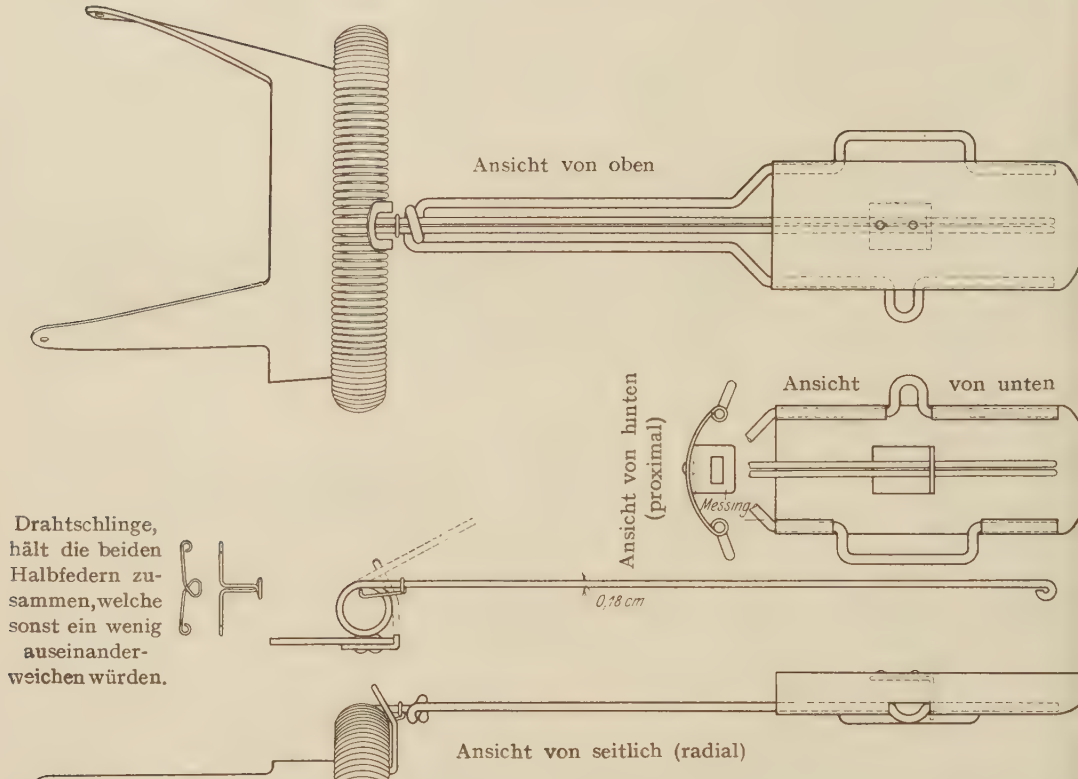


Fig. 108. Handgelenk-Streckapparat Modell RH Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe. Die d federnden Wulst deckende Lederhülse ist nicht dargestel

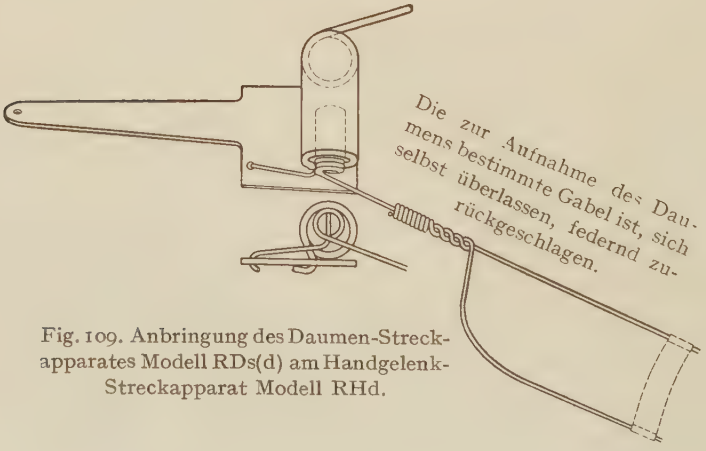


Fig. 109. Anbringung des Daumen-Streckapparates Modell RDs(d) am Handgelenk-Streckapparat Modell RHd.

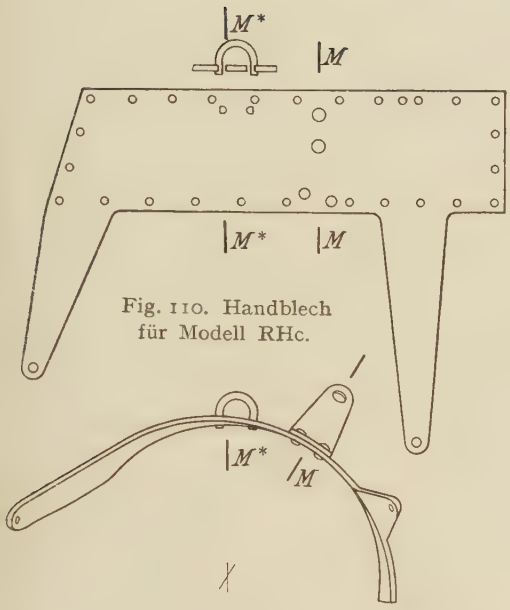


Fig. 110. Handblech für Modell RHc.

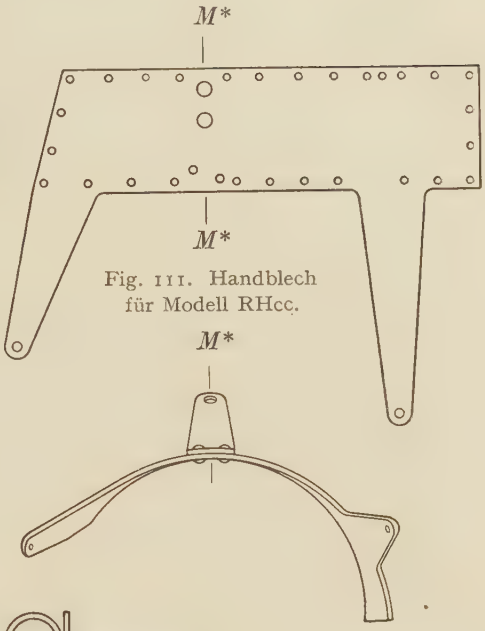


Fig. 111. Handblech für Modell RHcc.

Befestigung des federnden Wulstes.

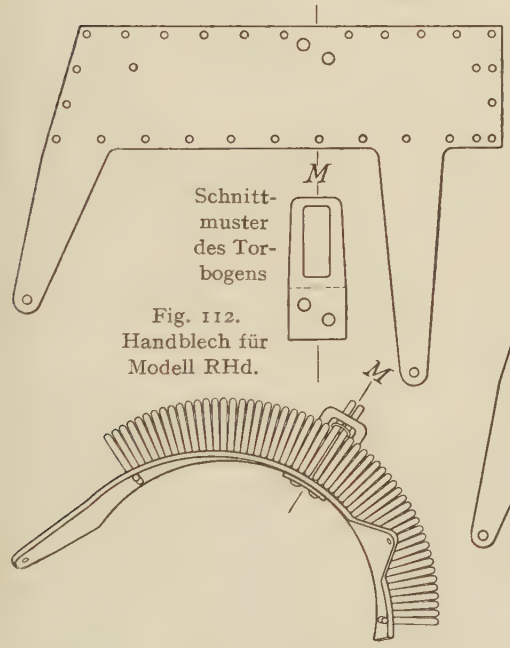


Fig. 112. Handblech für Modell RHd.

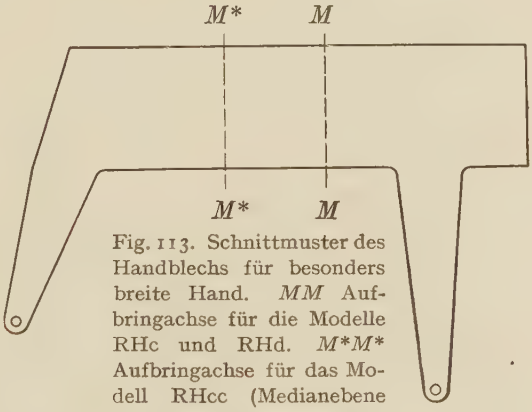


Fig. 113. Schnittmuster des Handblechs für besonders breite Hand. *MM* Aufbringachse für die Modelle RHc und RHd. *M*M** Aufbringachse für das Modell RHcc (Medianebene des Vorderarms).

Fig. 110—113. Werkstattzeichnungen für die Herstellung der Handbleche (Handbrücken) der Handgelenk-Streckapparate Modelle RHc, RHcc, RHd, jeweils oben das Schnittmuster, d. i. die Ansicht des Blechs vor dem Biegen zeigend und darunter die Ansicht des gebogenen Blechs von vorn. Stahlblech von 0,15 bis 0,2 cm Stärke. Halbe natürliche Größe. Fig. 110 zeigt den kleinen Bügel, der bei Benutzung des Finger-Streckapparates Modell RFr angebracht wird und unter den der Stab desselben untergeschoben wird.

eine Überstreckung von etwa 25° erreicht ist, findet weitere Drehung nicht mehr statt, da die Drahtstangen dann durch einen auf der Brücke angebrachten Anschlag, der einem Torbogen ähnlich sieht, festgehalten werden.

Der Rahmen ist ein aus einem Draht gebogenes Gestell, welches von einem Schild überdacht wird. Der Rahmen weist zwei Öhre auf, durch welche die Drahtstangen hindurch gesteckt sind und in welchen sie eine Strecke vor- und zurückgleiten können. Wir haben also eine Verschiebungskorrektur in Gestalt einer Schleifbahn vor uns. Außerdem bildet der Rahmen zwei Ösen, eine längliche, an welcher der Gurt mit seinem einen Ende festgenäht ist, eine schmale, in welcher der Haken, der das andre Ende des Gurts abschließt, beim Anlegen des Apparats eingehängt wird. Der Haken ist derselbe wie beim vorigen Apparat; er besitzt einen federnden Verschluß in Gestalt eines Sperrbügels, welcher beim Einhängen ganz zurückzuklappen ist. Das Schild schließt die Schleifbahn gegen den überliegenden Ärmel ab und verhindert, daß die Kleidung sich in der Schleifbahn fängt.

Der Apparat ist, was die Federung anlangt, nicht so vollkommen wie der zuvor beschriebene, weil mit zunehmender Beugung das Drehmoment ständig, wiewohl langsam, anwächst, weil ferner eine nachträgliche Justierung der Federstärke schwieriger zu bewirken ist und weil die Feder hoch beansprucht wird. Auch fehlt die Feststellvorrichtung, und die Seitwärtsbewegung ist weniger ausgiebig und erfordert größeren Kraftaufwand. Dagegen gestattet er Beugung-Streckung in etwa gleichem Umfang wie jener. Dabei ist er durch große Einfachheit und Leichtigkeit ausgezeichnet und gibt dem Patienten eine große Bewegungsfreiheit. In Anbetracht des geringen Aufgebots an mechanischen Hilfsmitteln leistet er denkbar viel.

In betreff der Verpassung sowie der Wahl des Stegs für die Hohlhand gilt dasselbe wie für den vorigen Apparat.

Der federnde Wulst wird zweckmäßigerweise in eine Hülse eingeschlossen, welche wir einstweilen aus Leder angefertigt haben. Die Federn sind zum Schutz gegen Rost dauernd eingefettet zu halten.

Variante. Eine etwas abweichende Gestaltung des Apparates, welche ich ursprünglich benutzte und gleichfalls als brauchbar erfand, sei kurz erwähnt. Fig. 50e veranschaulicht das Prinzip. Als Feder und zugleich als unechtes Gelenk dient eine Biege-Spiralfeder, welche mit der äußersten Windung auf der Handbrücke festgemacht ist, während die innerste Windung sich in eine gerade Drahtstange fortsetzt, welche proximalwärts läuft und dort in den Vorderarmstab eingeht. Sie ist dort in einer Art von T-Schiene eingebettet. Diese Schiene ist aus einem Blechstreifen gebogen, der mittlere Schenkel ist also doppelt, und in der Rinne am Fuß der beiden Halbschenkel liegt die Stange, um ihre eigene Achse drehbar, aber sonst nicht verschiebbar. Die T-Schiene samt der Stange liegen ihrerseits in einer Hülse, in welcher sie um eine gewisse Strecke verschieblich sind. Die bei dieser Verschiebung auftretende Reibung zwischen Schiene und Hülse wird durch zwischengelegte Kugeln auf ein Mindestmaß eingeschränkt. Wir haben also eine Rollbahn vor uns, welche als Verschiebungskorrektur dient und deren Verhältnisse im einzelnen ganz denen entsprechen, welche wir beim vorigen Apparat kennengelernt haben. Die Variante hat vor dem Hauptmodell den Vorteil größerer seitlicher Beweglichkeit voraus. Ich habe sie hauptsächlich deshalb aufgegeben, weil die Herstellung der Spiralfeder, welche weich gebogen und dann gehärtet werden muß, mit den uns zur Verfügung stehenden primitiven Hilfsmitteln nicht nach Wunsch gelang. Unter günstigeren technischen Bedingungen würde es sich wohl lohnen, weitere Versuche mit dieser Variante anzustellen.

§ 81. Modell RHv: Handgelenk-Streckapparat für Radialisgelähmte mit volarer federnder Latte,

die zugleich als unechtes Gelenk dient, vom Vorderarm getragen (Fig. 114, 115, 156, Werkstattzeichnungen Fig. 116, 117).

a) Allgemeine Beschreibung. Alle unsre bisher besprochenen Modelle hatten das Gemeinsame, daß sie in die Hohlhand bloß den oft erwähnten Steg legen, der das Zufassen mit der Faust und das Einlegen eines Gegenstandes in diese nicht wesentlich behindert. Unser jetziger Apparat führt außerdem noch eine breite metallene Latte durch die ganze Länge der Hohlhand, macht dadurch den Gebrauch der Faustzange unmöglich und läßt dem Patienten bloß noch die Fingerzange. Dafür erzielt er eine wesentliche Vereinfachung in der Konstruktion.

Sein Hauptbestandteil ist ein Blattfederwerk, das aus einer Anzahl übereinander gelegter Blechstreifen bestehend eine federnde Latte darstellt, welche am ulnaren Rand der Beugeseite des Vorderarms entlang läuft und sich durch die Hohlhand fortsetzt, bis sie an den Grundgliedern der vier Finger mit dem Steg endet, d. i. einem queren Stab, der diese Glieder unterstützt und hochhält. Außerdem ist die federnde Latte noch in ihrer Mitte und an ihrem hinteren (proximalen) Ende mit dem Vorderarm verbunden. An letzterer Stelle durch eine halbkreisförmige Rinne, welche die Beugeseite des Vorderarms umgreift, in ihrer Mitte durch einen Gurt, welcher um das vordere Ende des Vorderarms, gerade oberhalb der durch die Griffelfortsätze bedingten endständigen Verbreiterung desselben über die Streckseite herumgeführt wird. Das eine Ende dieses Einhängegurts ist an der federnden Latte bleibend festgemacht, das andre wird beim Anziehen der Schiene mittels eines Hakens eingehängt, beim Ablegen wieder gelöst. Die Latte ist so gebogen und ihre Stärke derart abgepaßt, daß sie bei erschlaffter Muskulatur die mit der Fläche nach unten gerade herausgehaltene Hand leicht überstreckt, die Fingergrundgelenke nahezu streckt. Durch Anspannung der Beugemuskeln können diese Gelenke sowie das Handgelenk ausgiebig gebeugt werden.

Allerdings muß mit zunehmender Beugung zunehmende Kraft angewendet werden, um den Widerstand der Federung zu überwinden; die Federung ist weit weniger gut ausgeglichen wie bei sämtlichen zuvor besprochenen Modellen. Vgl. Tabelle 36 und Fig. 89. Dafür ist der Apparat sehr einfach, leicht und vor allem unauffällig. Bei übergezogenen Handschuhen ist er kaum bemerkbar. Er wird daher von manchen Patienten, welche für die Arbeit ein mechanisch leistungsfähigeres Modell benützen, als Ausgehapparat gern getragen, zumal da er die Hand in der für den militärischen Gruß erforderten Stellung zu halten gestattet. Alle lediglich mit der Fingerspitzenzange auszuführenden Hantierungen, insbesondere Essen und Schreiben können mit Hilfe des Apparates gut ausgeübt werden. Ein wesentlicher Vorteil ist ferner, daß der Patient den Apparat jederzeit am Arm etwas höher oder tiefer schieben und dadurch nach Belieben und Bedarf die Finger mehr oder weniger oder gar nicht an der Anhebung teilnehmen lassen kann. Den Grundgedanken des Apparates verdanke ich

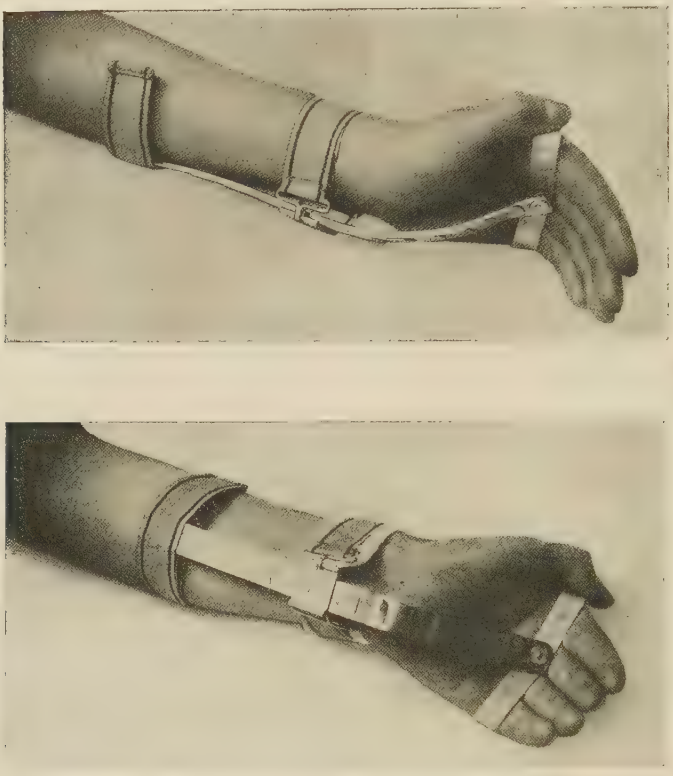


Fig. 114.
Handgelenk-Streckapparat Modell RHv.
Die Stoffbahn ist weggelassen.

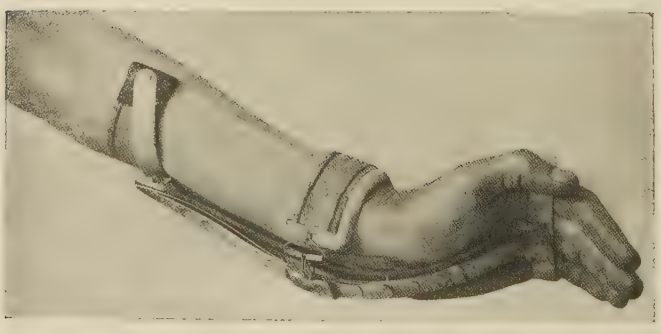
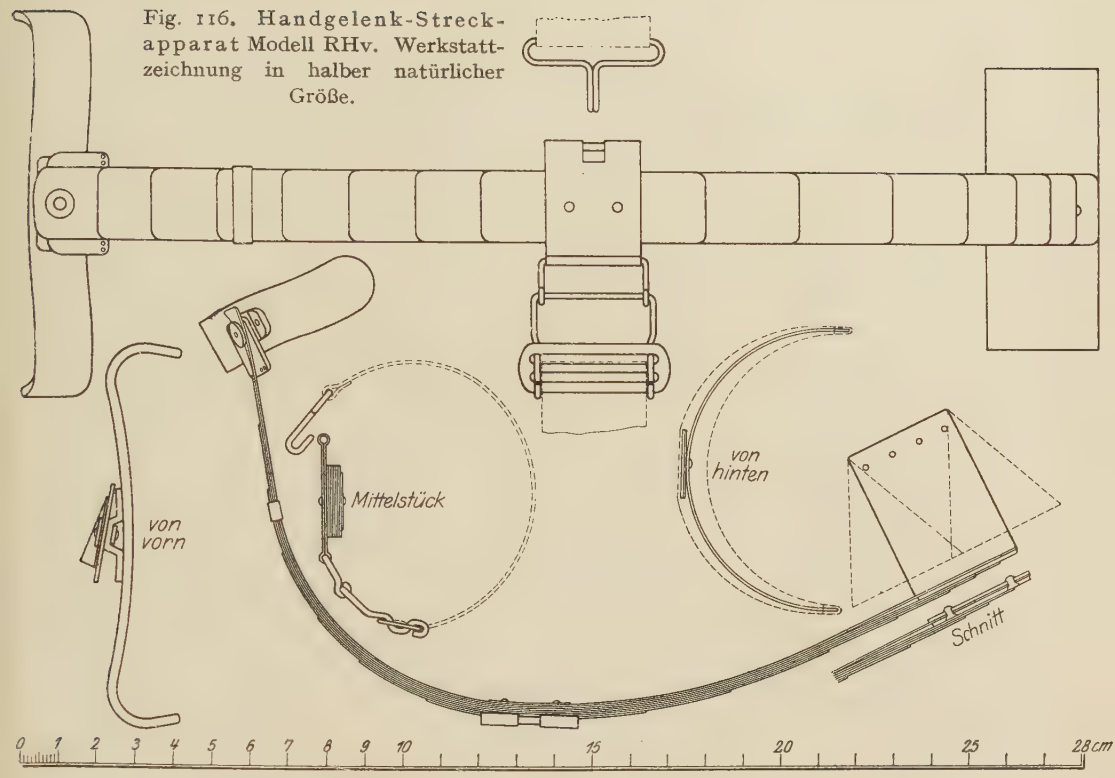
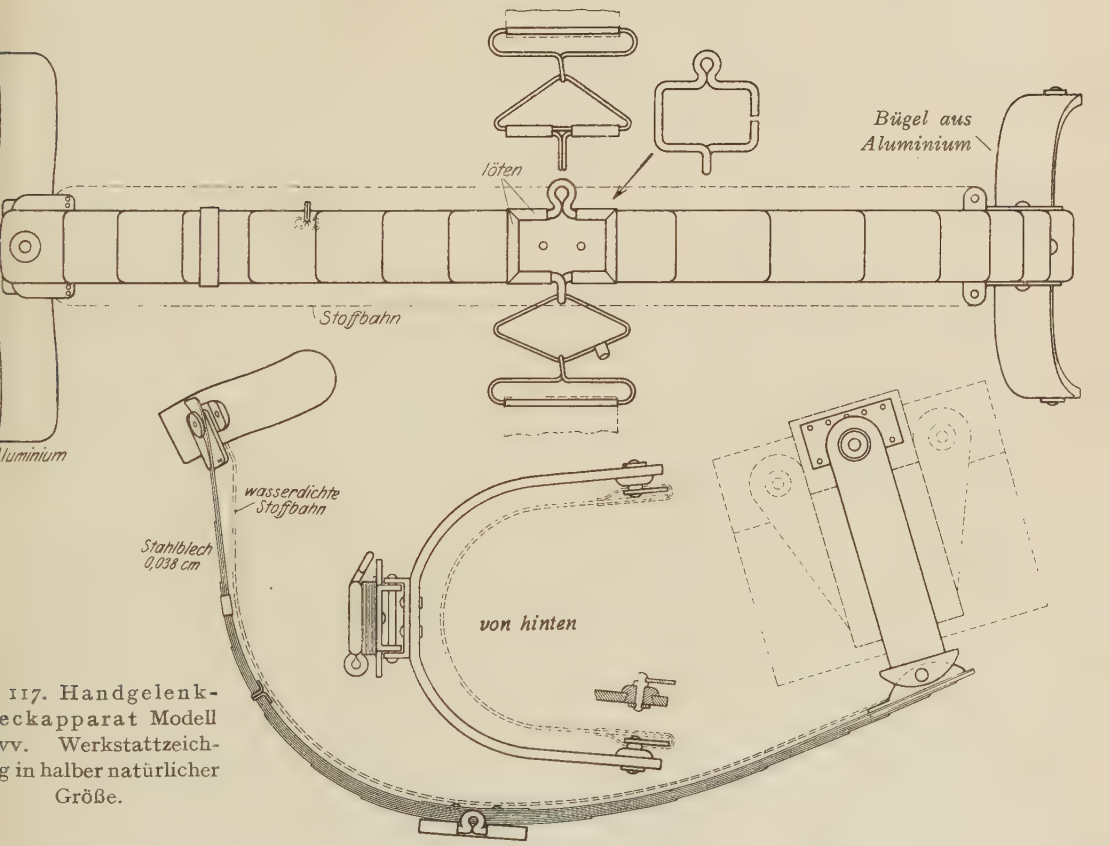


Fig. 115.
Handgelenk-Streckapparat Modell RHvv.

Fig. 116. Handgelenk-Streckapparat Modell RHv. Werkstattzeichnung in halber natürlicher Größe.





117. Handgelenk-eckapparat Modell vv. Werkstattzeich-g in halber natürlicher Größe.

der bekannten Spitzyschen Schiene. Die Ausführung ist freilich im ganzen wie in allen Einzelheiten anders als bei dieser.

b) Über diese Einzelheiten ist noch folgendes zu bemerken. Das Blattfederwerk ist der wichtigste Bestandteil des Apparates. Es muß daher gut behandelt und vor allem vor dem Rosten geschützt werden. Das ist in diesem Fall mit besonderen Schwierigkeiten verbunden, weil der vordere Teil bei etwas ausgiebigen Bewegungen mit der Hohlhand in Berührung kommt und dabei das als Rostschutz aufgestrichene Vaselin abgewischt, und dafür die Feuchtigkeit der schwitzenden Haut auf die Feder übertragen wird. Überziehen der Feder mit einer Schutzschicht, insbesondere Vernickeln führt nicht zum Ziel, da solche Schutzschichten von stark arbeitenden Federn abblättern. Als bester Schutz erwies sich eine Bahn aus wasserdichtem Stoff, welche über die ganze Länge der Feder gelegt wird und diese von der Haut trennt. Sie ist bloß am vorderen und am hintern Ende festgemacht, liegt also nur lose auf dem Blattfederwerk auf und behindert nicht das Einfetten desselben. Ein oder zwei auf der Stoffbahn angenähte Haken verhindern, daß sie vom Daumenballen seitlich verschoben wird.

Der Querstab oder Steg ist mit einem Niet auf dem vordern Ende der federnden Latte so befestigt, daß er um den Niet etwas gedreht werden kann. Außerdem zeigt er gegen die Ebene der federnden Latte eine Verdrehung um etwa 20° im Sinn der Supination. Dadurch wird bewirkt, daß der Apparat nicht unter die Mitte der Beugefläche des Vorderarms zu liegen kommt, sondern unter den ulnaren Rand, und daß er demgemäß nicht bloß streckend, sondern auch radial abduzierend wirkt. Der Querstab ist ebenso wie unsre andern festen Stege aus Aluminium gefertigt.

Die am hinteren Ende der federnden Latte angebrachte, den Vorderarm halb umgreifende quere Rinne kann man unmittelbar der Haut anliegen lassen. Man kann aber auch durch Überhängen eines Gurtes eine Art Schleuder (vgl. oben § 65, Schluß) herstellen. Bei dem in der Mitte der Feder befindlichen Einhängegurt muß die Länge genau abgepaßt werden. Ich lasse zunächst provisorisch einen Gurt mit Schnalle tragen, welchen sich der Patient selber kürzer oder länger stellen kann, bis er die ihm angenehmste Länge herausgefunden hat. Außerdem kann man die Öse mit welcher das feste Ende des Gurtes an die Blattfeder angeschlossen ist, so einrichten, daß wenn der Patient sie umklappt (zurücklegt), die freie Strecke des Gurts um etwa $1^1/_2$ cm verkürzt wird. Dadurch ist er imstande, die anhebende Wirkung des Apparates momentan zu verstärken oder abzuschwächen, ohne den Apparat ausziehen zu müssen.

c) Variante: Modell RHvv: Handgelenk-Streckapparat mit volarer federnder Latte und ausgiebiger Verschiebungskorrektur. Man kann den Beugeausschlag, welchen unser Apparat dem Patienten erlaubt, durch Anbringung einer besonders wirksamen Verschiebungskorrektur vergrößern. Bei der bisher beschriebenen Ausführung des Apparates kommt die Verschiebung, welche die unphysiologische Lage der Drehachse bedingt, wesentlich dadurch zustande, daß der Apparat am Vorderarm sich vor- und zurückbewegt. Dies wird ihm dadurch ermöglicht, daß seine beiden Befestigungen an diesem Glied aus Zugbahnen bestehen, als welche sowohl der Einhängegurt in der Mitte, wie die Schleuder am proximalen Ende anzusprechen ist. Diese Teile können wir nun in noch wirksamerer Weise diesem Zweck dienstbar machen. Wir schalten zwischen dem Gurtband und der federnden Latte metallene Zwischenstücke ein, welche sich leicht drehen und dadurch das Vor- und Zurückpendeln des federnden Stabes erleichtern, und wir vervollkommnen vor allem die primitive Schleuder am proximalen Ende, indem wir sie in doppelten Gelenken beweglich machen und dadurch ausgiebige und unbehinderte Verschiebung des Apparatenendes am Arm ermöglichen. Dazu wird, wie Fig. 117 und 156 veranschaulichen, sowohl die Schleuder mit der Rinne als auch die Rinne mit dem federnden Stab durch Scharniergelenke verbunden. Beim Anlegen des Apparates ist die Schleuder möglichst weit am Arm nach oben zu schieben; bei gewöhnlicher Handhaltung sollen Schleuder und Rinne nach hinten (oben) geneigt sein (Fig. 115).

Der Steg in der Hohlhand und die Anhebung der vier Finger bei den Handgelenk-Streckapparaten.

§ 82. Prinzipielle Fragen.

Die vordere Ansatzstelle des Handgelenk-Streckapparates gestalten wir als einen Steg, der die Beugeseite der Hand oder auch die Beugeseite der vier Fingergrundglieder quert. Im einzelnen sind eine Reihe verschiedener Anordnungen möglich und jede hat ihre besonderen Vorzüge und Nachteile, welche grundsätzlich sich klarzumachen wichtig ist. Im allgemeinen kann jeder der beschriebenen Handgelenk-Streckapparate mit jedem der jetzt zu betrachtenden Stege versehen werden. Der Bau des Steges und der Bau des übrigen Apparates sind voneinander weitgehend unabhängig.

a) Die Lage des Steges (vgl. Fig. 118, 119, 120). Die Grenze zwischen der einheitlichen Mittelhandfläche und den getrennten vier Fingersäulen fällt nicht zusammen mit der Grenze zwischen Mittelhandknochen und Fingerknochen, sondern liegt distalwärts von den vier Fingergrundgelenken, in denen diese Knochen zusammenstoßen. Die Mittelhand reicht weiter distalwärts als die Mittelhandknochen. Dies hat zur Folge, daß bei Beugung der Finger in den Grundgelenken die vordere Partie der volaren Mittelhandfläche sich mit den Fingern mitbewegt und gegen die übrige Hohlhandfläche, mit der sie bei gestreckten Fingern eine einzige Ebene bildet, sich in einen Winkel stellt. Durch die Hohlhand verläuft dann eine Beugefurche, die im ulnaren Teil derselben annähernd mit der Linea mensalis, im radialen mit der Linea naturalis der Chiromanten zusammenfällt. Der vor der Furche gelegene Teil macht etwa ein Viertel, der hinter derselben gelegene drei Viertel der gesamten Fläche aus. Wir wollen den vordern Teil als Randfläche, den hintern als Hauptfläche der Hohlhand bezeichnen.

Für den Prothesenbauer erhebt sich nun die Frage, soll er den die Hand tragenden Steg unter die Hauptfläche oder unter die Randfläche legen? Zunächst möchte man die Entscheidung für die Hauptfläche als das Gegebene ansehen. Denn diese und nur diese bildet mit dem knöchernen Skelett der Mittelhand ein festes Ganze, ein ihr anliegender Steg kann daher mit dem übrigen Handteil des Apparates unbeweglich verbunden werden, was eine einfache und glatte Konstruktion ergibt. Wählt man dagegen die Randfläche als Traggestelle, dann bewegt sich der Steg beim Schließen und Öffnen der Faust gegen die übrige Hand; unser Apparat ist aus einem eingelenkigen ein zweigelenkiger geworden, da er jetzt zwei Gelenke oder Gelenkreihen hintereinander überspannt. Diesen zweierlei anatomischen Gelenken entsprechend müssen wir auch zwei Apparatengelenke haben, wenn die Prothese dem Körper in allen Lagen dicht anschließen und die natürlichen Bewegungen nicht behindern soll.

Der Steg muß also gelenkig dem übrigen Appart eingefügt werden, oder es muß wenigstens durch eine Verschiebungskorrektur der drohenden Bewegungshemmung begegnet werden. Der Apparat wird daher kompli-

zierter und voluminöser, und zwar gerade an seinem besonders gefährdeten vordern Ende. Zudem wird dies vordere Ende noch weiter nach vorn geschoben, die den Steg haltenden Stangen müssen verlängert werden. So wächst die Gefahr, daß er anstößt oder hängenbleibt und Schaden stiftet oder selber Schaden leidet.

Aber diesen Nachteilen steht ein großer Gewinn gegenüber: der Apparat wirkt jetzt nicht nur auf die Mittelhand, sondern auch auf die Finger, er streckt außer dem Handgelenk auch die der Streckung gleichfalls bedürftigen Fingergrundgelenke. Allerdings nur mit geringer Kraft oder vielmehr mit einem kleinen Drehmoment, da der Hebel, mit welchem er an den Grundgelenken angreift, sehr gering ist; ich schätze ihn im Durchschnitt auf etwa $^3/_4$ cm. Aber gerade diese geringe Wirkung ist für gewöhnlich erwünscht. Denn da der Radialisgelähmte bei gebeugtem Handgelenk eine gewisse Greifweite bereits besitzt, so genügt es, wenn wir dieser nur eine kleine Spanne zulegen, um die Finger bis etwa zur normalen Ruhelage zu öffnen und damit das spontane Erfassen auch ziemlich dicker Gegenstände zu ermöglichen. Würden wir dagegen den Steg noch weiter nach vorn verlegen, etwa unter die isolierten Finger, statt unter die Randfläche der Mittelhand, und damit die Wirkung auf die Finger verstärken, sie völlig strecken oder gar überstrecken, dann würde, um sie beim Zufassen und Festhalten zu schließen, eine starke Gegenarbeit der die Grundgelenke beugenden Muskeln erforderlich werden, und rasche Ermüdung wäre die Folge. Liegt dagegen der Steg unter der Randfläche, dann ist die Kraft, welche zur Überwindung des streckenden Drehmoments der Apparatur erforderlich ist, so gering, daß wohl niemals eine Überanstrengung droht, wovon auch der Gesunde sich durch einen Versuch leicht überzeugen kann.

Wenn wir nun auch für gewöhnlich keine starke Anhebung der Finger brauchen, so ist es doch erwünscht und vorteilhaft, wenn die die Finger hebende Kraft des Apparates zeitweise willkürliche verstärkt werden kann. Dies wird erreicht, wenn wir es so einrichten, daß der Steg nach Belieben verlegt werden kann, und der Patient ihn im Bedarfsfall über die Randfläche der Hand hinaus unter die Fingergrundglieder schiebt. Damit kommt zu den beiden Steglagen unter der Hohlhand die unter den Fingergrundgliedern als dritte hinzu. Durch diese dritte Lage wird ein besonderer, die Finger streckender Apparat unter allen Umständen überflüssig. Er wird aber auch dann fast immer entbehrt werden können, wenn der Steg bloß die zweite Lage unter der Randfläche der Mittelhand einnimmt. Bei der ersten Lage dagegen, wenn nur die Hauptfläche unterstützt wird, sind wir öfter genötigt, einen eigenen Fingerstreckapparat dem Handgelenksapparat als Ergänzung beizufügen.

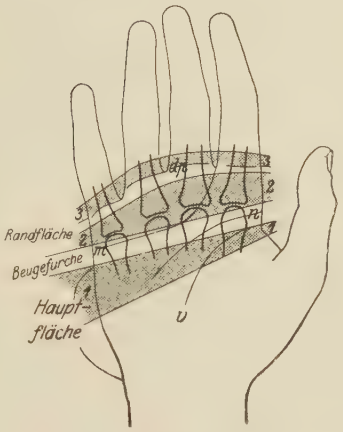
b) Starrer oder biegsamer Steg (Fig. 121 bis 123). Wir verlassen einstweilen das Problem der Lage des Stegs und wenden uns der Frage nach seiner mechanischen Beschaffenheit zu. Hier stehen wir vor zwei Hauptmöglichkeiten: starrer Steg aus Metall gefertigt oder biegsamer Steg aus Leder, Band, Stoff bestehend. Der biegsame Steg hat den Vorzug, daß er sich beim Faustschluß der Hand anpaßt. Denn wenn

Fig. 118.
Hohlhandfläche mit den drei Hauptlagen des Stegs (schraffierte Flächen):

1 Lage unter der Hauptfläche.
2 Lage unter der Randfläche.
3 Lage unter den Fingergrundgliedern.

v Linea vitalis.
m Linea mensalis.
n Linea naturalis.
dp Plica digito-palmaris.

Die Lage der Knochen ist nach Soulié eingetragen.



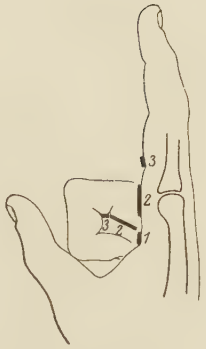


Fig. 119. Seitenansicht der Hand mit den drei Hauptlagen des Stegs.

a) Querer weicher Steg unter der Hauptfläche (Modell Steg w).

c) Gespannter Steg mit dorsalem Spannbügel unter den Fingergrundgliedern (Modell Steg d).

b) Federnder Steg unter der Randfläche (Modell Steg f).

d) Gleicher Apparat wie bei c bei Faustschluß.

Fig. 120. Hand eines Radialisgelähmten (desselben, den die Figuren 99 usf. zeigen), durch verschiedene Arten von Hohlhandstegen angehoben.

wir vorhin den Hauptteil der Hand als ein festes Ganzes angesprochen haben, so ist das nur annähernd richtig. In Wirklichkeit sind die einzelnen Mittelhandknochen gegeneinander etwas verschieblich, und wenn wir einen Gegenstand mit der Faust umklammern, so kommt diese Verschieblichkeit höchst vorteilhaft zur Geltung, die Hand schmiegt sich der Gestalt des Gegenstandes an. Auf dieser „Formierung" der Hand beruht ganz wesentlich die große Kraft, mit welcher wir den Griff eines

Werkzeugs in der Faust festzuhalten vermögen. Der starre Steg aber behindert die Formierung, er macht den Faustschluß unfest und unangenehm. Je größer die starre Fläche ist, um so größer ist die Behinderung. Der biegsame Steg dagegen paßt sich an und hindert so wenig wie etwa ein Handschuh hindert.

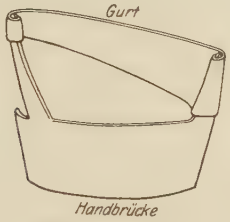
Dafür ist aber beim Öffnen der Finger und beim Greifen der starre Steg dem biegsamen überlegen. Jede biegsame Tragbahn nämlich hängt sich durch, wenn wir sie belasten, d. h. die Mitte stellt sich tiefer ein als die Seitenteile. Dies hat in unserm Fall zur Folge, daß bei der Anhebung der vier Finger durch den Steg die beiden äußern erheblich, die beiden mittlern dagegen wenig oder gar nicht gestreckt werden. Dadurch kommt eine anormale und unschöne Fingerhaltung zustande, und die Verbesserung der Greifweite beschränkt sich auf den Zeigefinger und den unwichtigen kleinen Finger, während Mittel- und Ringfinger ihrer verlustig gehen. Um auch diese beiden in entsprechendem Maße anzuheben, muß die Unterstützungsbahn in der Mitte nicht tiefer, sondern höher liegen als an den Seiten, der natürlichen Wölbung der Hohlhand entsprechend. Dem starren Steg können wir ohne Schwierigkeit die gewünschte Wölbung geben (vgl. Fig. 123c).

Da die Streckung der Finger durch den Steg nur bei den distalen Lagen desselben in Frage kommt, und wir, wenn wir den Steg unter die Hauptfläche der Hand legen, auf Mitanhebung der Finger von vornherein verzichten, so könnte man meinen, bei dieser Steglage sei jedenfalls der biegsame Steg vorzuziehen. Aber hier macht sich ein andrer Nachteil desselben geltend, der mit dem Durchhängen in ursächlicher Verbindung steht. Der biegsame Steg wirkt vor allem auf die seitlichen Teile der Hand und sucht sie nach oben und innen zu ziehen. Am ulnaren Handrand trifft dieser Zug den derben Kleinfingerballen, dem er nicht wehe tut, am radialen Rand aber die zarte lange Hautfalte zwischen Daumen und Zeigefinger, die gegen solche Verziehung und Verzerrung oft empfindlich ist und auf die Dauer zu schmerzen anfängt. Um sie möglichst wenig zu zerren, müssen wir den Steg an dieser Stelle möglichst weit an den vordern Rand der Hauptfläche rücken und außerdem noch möglichst schmal machen, wodurch freilich der Druck, der sich auf eine kleinere Fläche verteilt, unangenehmer wirkt.

c) Der Druck des Stegs. Wie stark der Steg auf die Hand drückt, hängt ab von seiner Oberfläche und von seiner Lage. Von seiner Oberfläche insofern, als der Druck auf die Flächeneinheit um so größer ist, je kleiner die Gesamtfläche, auf welche er sich verteilt (vgl. § 65 gegen Schluß). Wir werden also im allgemeinen danach streben, den Steg möglichst breit zu machen. Zweitens hängt der Druck ab von der Lage: je näher der Steg dem Handgelenk liegt, d. h. je kürzer der Hebel ist, mit welchem die anhebende Kraft am Handgelenk angreift, um so größer muß sie sein. Denn sie muß am Handgelenk ein bestimmtes Drehmoment leisten, damit die Hand gehoben wird; dies Drehmoment aber ist das Produkt aus dem Hebel mit dem Druck. Je kleiner ersterer ist, um so größer muß

also letzterer sein. Daher kann der Steg bei gleichbleibendem Druck auf die Einheit der Hautfläche um so schmaler gemacht werden, je weiter peripherwärts wir ihn legen.

Wir haben vorhin davon gesprochen, daß der starre Steg beim Faustschluß geniert, und zwar um so mehr, je breiter, um so weniger, je schmaler seine Fläche ist. Die peripherste der besprochenen Lagen, die unter den



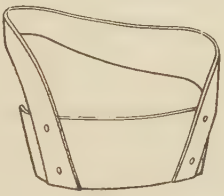


Fig. 122. Starrer Steg unter der Hauptfläche der Hohlhand.

Fig. 121. Querer weicher Steg (Modell Steg w), d. i. Gurt unter der Hauptfläche der Hohlhand, oben von dorsal, unten von volar gesehen.

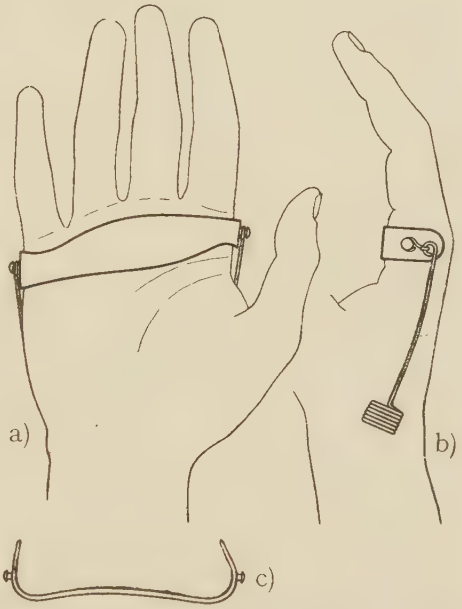


Fig. 123. Starrer Steg unter der Randfläche der Hohlhand (Modell Steg s). a) Von volar, b) von seitlich (radial), c) von vorn (distal) gesehen. Vgl. Fig. 96—98.

Fingergrundgliedern ist also in dieser Hinsicht für einen starren Steg besonders empfehlenswert. Es kommt hinzu, daß in der Hautfalte, die vor dem Rand der Mittelhand die Fingergrundglieder überquert (Plica digitopalmaris) ein schmaler Steg wie in einer Höhlung gedeckt liegt und daher beim Faustschluß sich weniger als sonst bemerkbar macht. Vgl. später § 83d.

Außer der Stärke haben wir die Richtung des vom Steg auf die Haut geübten Drucks und Gegendrucks zu berücksichtigen. Wenn wir gemäß früherer Überlegung (§ 76) unsre Prothese so einrichten, daß sie das Handgelenk nicht nur streckt, sondern gleichzeitig radial abduziert, so wird der

von der Hand ausgeübte Gegendruck nicht nur beugewärts, sondern auch ulnarwärts gerichtet sein. Das heißt, die Hand wird nicht nur mit der Beugefläche, sondern auch mit dem Kleinfingerrand auf den Steg drücken und sich fest in ihn einlegen. Daher müssen wir dafür sorgen, daß sie in beiden Richtungen passende Auflageflächen findet, also insbesondere dafür, daß auch die ulnare Seitenwand des Stegs glatt und angenehm der Haut sich anschmiegt. Eine gleiche Vorsorge ist dagegen auf der radialen Seite nicht erforderlich.

d) Das Rotationsbestreben der Prothese (Fig. 124 bis 127). Die meisten unsrer Apparate zur Streckung des Handgelenks werden derart getragen, daß ihre Hauptmasse und damit ihr Schwerpunkt auf die Streckseite von Hand und Vorderarm zu liegen kommt. Bei der häufigst eingenommenen Haltung des Gliedes, wenn nämlich der Vorderarm ungefähr horizontal und in rotatorischer Mittelstellung gehalten wird, hängt der Apparat demgemäß an der Außenseite des Arms. Der Zug seines eignen Gewichts sucht ihn dann nach der Unterseite des Gliedes zu verschieben, d. h. um die Längsachse des Gliedes an diesem zu drehen, zu rotieren, und zwar im Sinne der Supination. Diese Rotationsneigung ist um so ausgesprochener, je schwerer der Apparat ist und je weiter sein Schwerpunkt von der Längsachse des Gliedes abliegt. Sie tritt daher bei unserm Modell RHc besonders stark in Erscheinung, fehlt aber auch bei den andern Apparaten nicht.

Eine rotatorische Verschiebung des Apparates ist natürlich unerwünscht und muß verhindert werden. Dies geschieht dadurch, daß wir den Apparat an den unrunden, seitlich ausladenden Körperstellen Halt gewinnen und sich anklammern lassen. Am Unterarm bieten die vordern Enden seiner beiden Knochen hierzu Gelegenheit; wir umfassen sie möglichst fest mit der Vorderarmbrücke unsrer am Arm als tragendem Glied angemachten Apparate. Diese Befestigungsweise, an sich schon nicht sehr zuverlässig, ist unmöglich, falls wir den Apparat von der Hand tragen lassen (Modelle RHc, RHd). Dann müssen wir an dieser den die Rotation verhindernden Halt suchen und finden ihn dort auch leicht.

Und zwar zunächst am Daumenballen. Diesen umziehen wir mit dem „Daumenballenband", dessen eines Ende wir am radialen Ende der Handbrücke, dessen andres wir am Steg in der Hohlhand festmachen. Wenn nun der Apparat rotieren will, so spannt sich das Band an und hält ihn zurück. Durch eine willkürliche Kontraktion der Daumenmuskulatur im Sinne der Opposition kann das Band noch besonders gespannt und der etwa schon verrutschte Apparat zurückgeführt werden.

Noch bessere Haltepunkte finden wir an den beiden vordern Ecken der Mittelhand. Um sie auszunutzen, müssen wir den Steg starr machen. Dann findet der Apparat bei seinem Rotationsbestreben an der Zeigefingerecke einen Gegenhalt, gegen welchen der Steg sich anpreßt, weshalb denn auch der Druck am Zeigefingerende des Stegs vom Patienten stärker empfunden wird als am Kleinfingerende.

Eine Rotation des Apparates ist bei starrem Steg nur so möglich, daß der Steg sich mit dem Kleinfingerende von der Hand ablöst. Eine solche

Ablösung bedeutet aber eine verstärkte Beugung im Apparatengelenk, und dieser widerstrebt die Federung des Apparates. Eine starke Rotationstendenz freilich kann diesen Widerstand überwinden und ihm zum Trotz den Apparat drehen. Dies verhindern wir dadurch, daß wir die Ablösung des Stegs von der Handfläche unmöglich machen. Zu diesem Zweck führen wir den Steg um den Kleinfingerrand herum auf den Handrücken, so daß er die Kleinfingerseite der Hand nicht nur von unten, sondern auch von oben umklammert. Oder wir führen ein „Handrückenband" quer über den Rücken der Hand oder der vier Finger, so daß nunmehr die ganze

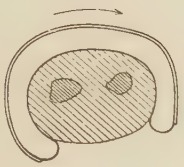


Fig. 124. Querschnitt durch das untere Ende des Vorderarms und die Vorderarmbrücke eines Handgelenk-Streckapparates. Der Pfeil zeigt die Richtung, in welcher der Apparat zu rotieren strebt.

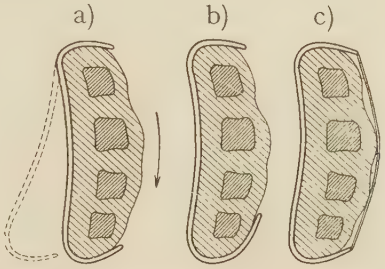


Fig. 126. Querschnitt durch das vordere Ende der Mittelhand mit starrem Steg. a) Zeigt die durch die Rotation des Apparates bewirkte Abhebelung des Stegs. Der Pfeil gibt die Richtung an, in der der Apparat rotiert. b) Die Kleinfingerseite umgreifender Steg verhindert die Abhebelung. c) Handrückenband verhindert die Abhebelung.

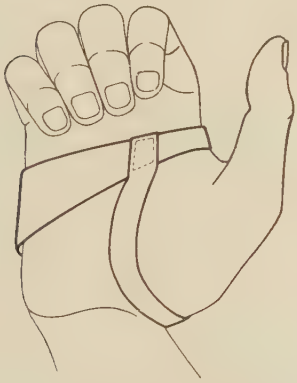


Fig. 125. Daumenballenband als Ergänzung des biegsamen Stegs unter der Hauptfläche.

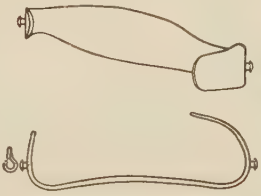


Fig. 127. Starrer Steg, den Kleinfingerballen umgreifend (vgl. Fig. 123).

Mittelhand zwischen dem starren Steg und dem Handrückenband von beiden Seiten her gefaßt ist (Fig. 126, 127, 131, 132).

Die alsbald zu besprechenden halbstarren Stege leisten zur Verhinderung der Rotation dasselbe wie die völlig starren.

Wir haben bisher nur die auf der Streckseite des Vorderarms und der Hand liegenden Apparate berücksichtigt. Es ist nun leicht einzusehen und sozusagen selbstverständlich, daß, wenn wir den Apparat mit seinem Schwergewicht auf der Beugeseite anbringen, eine Rotationstendenz im umgekehrten Sinn, nämlich im Sinn der Pronation, sich einstellt. In der Tat beobachten wir dies bei unserm Modell RHv. Da aber dieser Apparat sehr geringes Gewicht besitzt, so sind besondere Maßnahmen zur Verhindrung der Rotation kaum vonnöten. Sollten sie doch gewünscht werden, so würde wieder das Handrückenband oder die Herumführung des starren

Stegs auf der der Abhebung ausgesetzten Handseite bis auf den Handrücken Hilfe schaffen. Diese Seite ist in diesem Fall natürlich die Zeigefingerseite. Die Kleinfingerseite des Stegs dagegen liegt immer fest an, der aufmerksame Patient beobachtet, daß der Apparat dort stärker drückt, während er bei den auf der Streckseite getragenen Apparaten den stärksten Druck auf der andern Seite, d. h. am Zeigefingerende des Stegs empfindet.

§ 83. Besondere Gestaltungen des Stegs.

Wir haben nun die Gesichtspunkte durchgesprochen, welche für die Konstruktion des Stegs maßgebend sind. Wir haben uns dabei im wesentlichen an zwei Paare gegensätzlicher Haupttypen gehalten, indem wir starre und biegsame, proximale und distale Stege unterschieden. Wir gehen nun dazu über, einzelne Arten von Stegen näher zu betrachten und wollen dabei insbesondere solche Ausgestaltungen ins Auge fassen, welche sich als Zwischenformen der genannten Haupttypen darstellen und zu dem Zweck erfunden wurden, womöglich die Vorteile zweier entgegengesetzter Typen zu vereinigen.

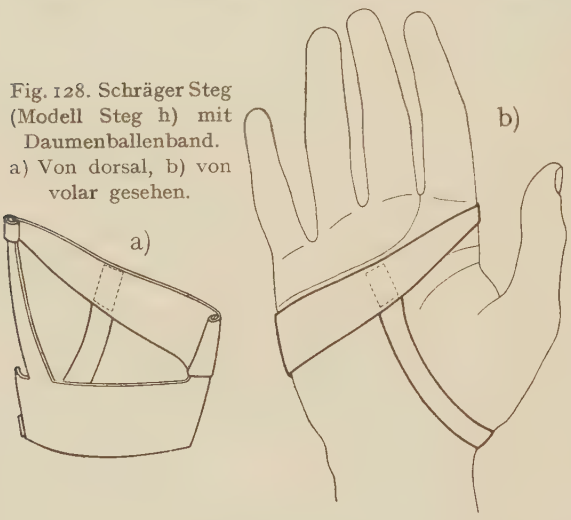


Fig. 128. Schräger Steg (Modell Steg h) mit Daumenballenband. a) Von dorsal, b) von volar gesehen.

a) Wir können zwischen den beiden Alternativen des distalen und des proximalen, des vor und des hinter der Beugefurche der Hohlhand liegenden Stegs einen Mittelweg gehen, und gelangen dann zum schrägen Steg (Fig. 128). Dieser zieht statt quer schräg unter der Hohlhand hin, indem er am ulnaren Handrand unter der Hauptfläche beginnt, am radialen aber erheblich weiter vorn unter der Randfläche endet. Dann kann wenigstens die ulnare der beiden den Steg tragenden Stangen kurz gehalten werden, während die radiale Stange freilich weit nach vorn geführt werden muß. Auch können wir allenfalls ohne eigentliches Gelenk auskommen, da die bei Wechsel zwischen Fingerstreckung und Faustschluß eintretende Verschiebung des Stegs an der Hand im ganzen nur halb so groß ist als beim quer unter der Randfläche verlaufenden Steg. In der Tat hat sich dieser schräg geführte biegsame Steg mit direkt an den Stangenenden befestigtem Band oder Ledergurt als einfache und brauchbare Lösung bewährt. Allerdings ist dabei die erwünschte Verbesserung der Greifweite nur gering; bloß der Zeigefinger wird ein wenig angehoben.

b) Wir fragen weiter, ob wir nicht vielleicht ebenso wie zwischen den beiden Hauptlagen des Stegs auch zwischen den beiden Bauarten, der starren und der biegsamen, ein vorteilhaftes Kompromiß schließen können. Mehrere

Möglichkeiten liegen hier vor, auf verschiedene Weise läßt sich das Prinzip des halbstarren Stegs verwirklichen. Erstens können wir den Steg seiner Länge nach in zwei Hälften teilen, und etwa die eine starr, die andre biegsam machen, etwa die längere Strecke auf der ulnaren Seite aus Metall, das kürzere Stück am radialen Ende aus Leder fertigen (Fig. 129). Ein solcher Steg unter die Randfläche der Mittelhand gelegt, hebt bei passender Biegung des metallenen Teils die mittlern Finger immerhin etwas an, während andrerseits das besonders druckempfindliche radiale Ende der Handfläche auf dem Leder weich gebettet ruht. Eine ideale Lösung ist dieser Halb-und-halb-Steg freilich nicht; dazu haften ihm die Mängel beider Systeme noch zu sehr an.

Fig. 129. Halbstarrer Steg, ulnarer Teil aus Metall, radialer aus Leder bestehend.

c) Zu einer ausgezeichneten Lösung gelangen wir, wenn wir Metall und Leder statt nebeneinander übereinander legen und dabei als Metall dünnen Bandstahl wählen. Dieser bildet dann eine Blattfeder und wir biegen sie derart, daß sie unbeansprucht in der Mitte sich stark nach oben wölbt. Wenn dann die Hand aufgelegt wird, so drückt sie die Feder flach, aber dafür übt diese nun in der Mitte einen Druck nach oben aus, und dieser läßt sich so abpassen, daß er dem Druck auf die Flächeneinheit, der die

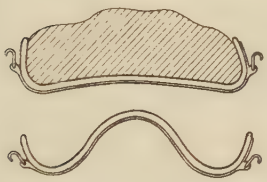


Fig. 130. Federnder Steg (Modell Steg *f*), oben angelegt, unten sich selbst überlassen und daher in der Mitte in die Höhe federnd.

Fig. 131. Federnder Steg (Modell Steg *f*), die Kleinfingerseite umgreifend, außerdem mit nur einem federnden Blechstreifen statt der mehreren des Modells der vorigen Figur versehen, weshalb er, sich selbst überlassen, weniger stark in der Mitte sich hebt als jener.

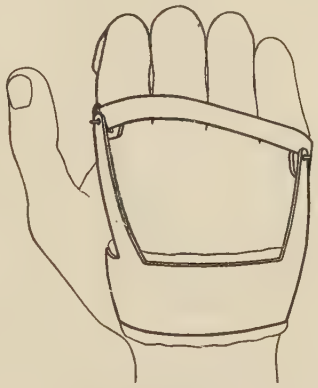


Fig. 132. Handrückenband am federnden Steg. Vgl. auch Fig. 139.

Seitenteile der Hand trifft, gleichkommt und daß der Steg in seiner ganzen Länge ebenmäßig die Hand unterstützt, ihr Gewicht gleichmäßig verteilt auf der ganzen Bahn aufruht. Andrerseits ist der Bandstahl, wenn richtig dimensioniert, so weich, daß er die Formierung der Hand beim Faustschluß kaum hindert, sondern sich ihr fast ebensogut wie Leder oder Stoff anpaßt (Fig. 130, 131, 132).

Im einzelnen ist über die Konstruktion dieses federnden Steges noch folgendes zu sagen (Fig. 138, 139). Um Weichheit und Festigkeit zu vereinigen, verwenden wir meist nicht nur eine einzige Blattfeder, sondern fügen mehrere zu einem Blattfederwerk zusammen (§ 67), indem wir drei bis vier einzelne Stahlbandstreifen übereinanderlegen. Ich habe Stahl von 0,7 cm Breite und 0,015 cm Dicke zweckmäßig gefunden; bei Verwendung nur eines Streifens wählte ich Stahl von doppelter Dicke und gleicher Breite.

Die nicht metallene Stegbahn ist doppelt: unmittelbar unter der Haut liegt ein Lederriemen, unter diesem ein zweiter Lederriemen oder Bandstreifen. Beide Bahnen sind an den Längsseiten zusammengesteppt. Der untere Riemen oder Bandstreifen ist an beiden Enden an geeignet geformten Ösen festgemacht, mittels deren er an den tragenden Stangen eingehängt wird. Die beiden Enden des obern Riemens gehen so hoch, daß sie die Hand seitlich decken und vor dem Druck der Ösen schützen.

Da die beiden Riemenbahnen nur an den Längsrändern miteinander vernäht sind, bleibt zwischen ihnen ein Hohlraum. In diesen werden die Stahlbandstreifen eingeschoben. Diese haben die Neigung, sich in dem Hohlraum kleinfingerwärts zu verschieben, was mit dem oben (§ 82 d) besprochenen Supinationsbestreben des Apparates zusammenhängt. Um diese Verschiebung zu verhindern, wird der Hohlraum am ulnaren Ende zugenäht. Die Stahlbandstreifen müssen natürlich vor Rost geschützt und zu diesem Zweck gelegentlich mit Vaselin gefettet werden. Mit einiger Vorsicht und Geduld lassen sie sich leicht aus dem Hohlraum unter Hilfe einer kleinen Flachzange radialwärts hervorziehen, ohne daß sie verbogen werden, und nachher wieder in umgekehrter Richtung einbringen. Benützt man von vornherein gut gefettetes Leder, sogenanntes Fettleder, so wird ein besondres Fetten des Stahls kaum nötig sein.

d) Gespannte Stege. Es gibt noch einen ganz andern Weg, um Biegsamkeit des Stegs mit einer gewissen Formbeständigkeit zu vereinigen, nämlich den, daß wir die aus Leder oder Band gefertigte Stegbahn möglichst straff spannen. Hierzu führen wir die beiden Enden über einen Spannbügel und machen sie unter kräftigem Anziehen fest. Je nachdem, wohin wir unsern Spannbügel legen, ergeben sich aus dieser Grundidee wesentlich verschiedene Konstruktionen. Der nächstliegende Gedanke ist wohl, den Spannbügel proximalwärts vom Steg zu legen, vielmehr den dort bereits liegenden Bügel (Handbrücke samt Tragstangen für den Steg) als Spannbügel zu benützen. Dazu brauchen wir nur unsern Leder- oder Bandriemen, statt ihn zwischen den beiden Enden der tragenden Stangen schlaff hängen zu lassen, straff zwischen diesen beiden Befestigungspunkten auszuspannen. Aber das ist, wenn wir uns nicht auf technisch schwierige Konstruktionen einlassen wollen, bloß möglich, falls wir Steg und Stangen als ein starres Ganze gestalten und das wieder geht, wie wir wissen, nur an, wenn wir den Steg unter die Hauptfläche der Mittelhand legen. Damit verzichten wir aber auf gleichzeitige Anhebung der Finger, und die durch die Spannung bewirkte bessere Unterstützung der Stegbahnmitte verliert ihren Hauptwert.

Wir richten also unser Bestreben darauf, den unter der Randfläche der Mittelhand geführten Steg zu spannen und gleichzeitig zwischen Spannbügel und tragenden Stangen eine gelenkige Verbindung herzustellen. Zweierlei Lösungen scheinen möglich. Erstens wir führen den Spannbügel dorsalwärts vom Steg über die Knöchelreihe der Grundgelenke hinweg (Fig. 133, 120 c, d). Die den Spannbügel und den Steg tragenden Stangen können wir in diesem Fall statt seitlich von der Mittelhand über den Handrücken führen, wo sie weniger leicht stören.

Allerdings kommt dann die Achse der gelenkigen Verbindung zwischen Spannbügel und Stangen ziemlich hoch zu liegen, und wesentlich höher als die Achsen der Grundgelenke, mit welchen sie eigentlich zusammenfallen sollte. Aber das schadet deshalb nicht, weil der gespannte Lederriemen unsres Stegs genügend biegsam und um seine eigne Längsachse drehbar ist, damit er der Drehung der Randfläche beim Schließen und

Öffnen der Faust sich anpaßt. Und andrerseits hat diese hohe Lage der Achse den großen Vorteil, daß der Patient den Steg nach Belieben zeitweise erheblich weiter nach vorn legen und statt der Randfläche der Mittelhand direkt die Grundglieder der vier Finger anheben kann. Dadurch vermag er nach Belieben die Finger stärker oder schwächer zu strecken und diese Möglichkeit ist eine wertvolle Erweiterung seiner Fähigkeiten. Der Hauptnachteil dieser Lösung des Stegs mit dorsalem Spannbügel ist die durch das starke Vorstehen des Spannbügels bewirkte Sperrigkeit des Apparates.

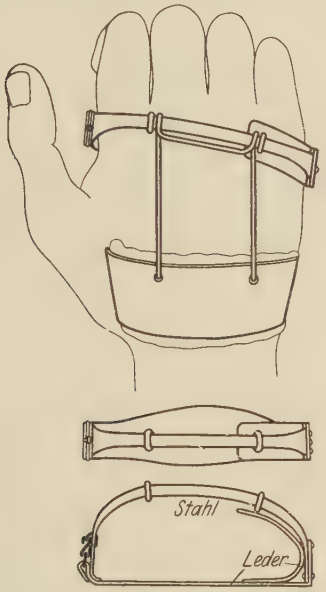


Fig. 133. Gespannter Steg mit dorsalem Spannbügel (Modell Steg d).

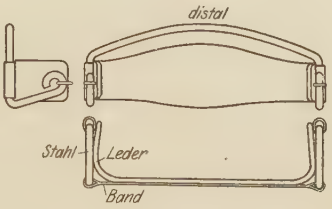


Fig. 134. Gespannter Steg mit volarem Spannbügel (Modell Steg *v*).

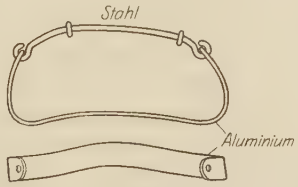


Fig. 135. Starrer Steg unter den Fingergrundgliedern in der Plica digito-palmaris. (Tragende Stangen wie in Fig. 133.)

Die zweite Lösung (Fig. 134), die des gespannten Stegs mit volarem Spannbügel, besteht darin, daß wir den Bügel distal vom Steg auf der Beugeseite der Hand in der Falte zwischen der Mittelhand und den Fingergrundgelenken (Plica digito-palmaris, Fig. 118) entlang führen. Allerdings hat der Patient dann wieder beim Faustschluß ein starres Stück Metall in der Hand. Aber zum Unterschied von den früher in Betracht gezogenen breiten Metallstegen ist es diesmal nur ein dünner Draht, der, wenn er genau der Hand entsprechend gebogen und individuell verpaßt ist, in der besagten Falte zwischen Hand und Fingern sich derart einsenkt und verbirgt, daß er den Faustschluß nur wenig behindert. Im übrigen wird der Zweck, den wir verfolgen, die Anhebung der Fingergrundglieder, dadurch besonders wirksam gefördert, daß außer dem Lederriemen auch der Draht beim Anheben mithilft. Die Enden des Drahts sind zu Ösen gebogen und werden zur Verbindung mit den tragenden Stangen in der üblichen Weise benützt.

Beiläufig sei bemerkt, daß, wenn wir den Draht zu einem etwa 1 cm breiten Blechstreifen verbreitern, wir das Leder ganz weglassen können.

Wir haben dann den früher (§ 82 c) bereits erwähnten starren Steg unter den Fingergrundgliedern vor uns. Die Verbindung dieses Stegs mit den tragenden Stangen kann in ähnlicher Weise wie bei dem zuvor besprochenen dorsalen Spannbügel, aber auch in mannichfacher andrer Weise erfolgen (Fig. 135).

e) Unterbrochene Stege (Figg. 136, 137). Statt den tragenden Steg quer von einer Seite der Hand zur andern zu führen, können wir uns begnügen, einzelne Stellen dieser Bahn zu unterstützen, also gewissermaßen den bisherigen Steg durch longitudinale, d. h. vom Handgelenk nach den Fingerspitzen zu geführte Schnitte in Teile zerlegen und einen oder mehrere dieser Teile wegfallen lassen. Wir erhalten dann statt des die ganze Hohlhand durchquerenden Stegs nur einzelne seitlich beschnittene Tragflächen. Für diese Lösung kommt aus technischen Gründen wesentlich nur die proximale Lagerung unterhalb der Hauptfläche der Hohlhand in Frage. Zwei Hauptmöglichkeiten liegen hier vor: entweder wir unterstützen nur die Mitte der Hand, und legen unsre Tragfläche in Form eines vom Handgelenk nach vorn laufenden breiten Sporns in den sogenannten Handteller, während wir die Hauptfläche rechts und links davon frei lassen, oder wir lassen den Handteller frei und unterstützen die beiden an ihn anstoßenden Seitenteile mittels die Handränder umfahrender breiter Klammern oder Krampen. Nur die erstere Möglichkeit habe ich selber probiert. Ich fand den Druck im Handteller wenig angenehm. Auch von der zweiten Möglichkeit verspreche ich mir wenig Gutes. Aus folgendem Grund: wenn wir die Tragfläche nach der Breite einschränken, so müssen wir dafür ihr an der Länge zulegen, d. h. sie näher an das Handgelenk heranführen, da ja einer Verlängerung in entgegengesetzter Richtung nach den Fingerspitzen zu durch die Beugefurche der Hand, die wir nicht überschreiten dürfen, eine Grenze gesetzt ist. Je näher wir aber dem Handgelenk kommen, um so ungünstiger werden, wie wir oben sahen (§ 82c), die mechanischen Verhältnisse, um so stärker wird der Druck auf die Einheit der Hautfläche.

§ 84. Praktisches Ergebnis.

Wie für den übrigen Apparat, so gilt auch für den Steg, daß es kein Modell gibt, das unter allen Umständen die beste Lösung darstellt, vielmehr muß auch der Steg den individuellen Verhältnissen entsprechend gewählt und gegebenenfalls durch Probieren das Geeignetste herausgefunden werden. Nennenswerte Erfahrungen über die Eignung der verschiedenen Formen für einzelne Handwerke besitze ich leider nicht. Ich gebe nachstehend eine Zusammenstellung der Stege, welche mir besonders beachtenswert scheinen.

Übersicht empfehlenswerter Stegkonstruktionen.

Steg w: Querer weicher Steg: Querer Gurt unter der Hauptfläche der Hohlhand (Fig. 121); dies ist die einfachste Lösung, wirkt aber gar nicht auf die Finger, wird manchmal an der Falte zwischen Zeigefinger und Daumen unangenehm empfunden.

Steg h: Schräger Steg von der Hauptfläche am kleinen Finger zur Randfläche am Zeigefinger ziehend (Fig. 128), gleichfalls sehr einfach mit schwacher Anhebung des Zeigefingers.

Steg s: Starrer Steg unter der Randfläche (Fig. 123, 127), muß wie alle folgenden Modelle durch Gelenke mit den tragenden Stangen verbunden werden, wenn die Fingerbewegung ungestört sein soll, im übrigen sehr einfach gebaut, hebt er die vier Finger wirksam an, stört aber etwas beim Fassen mit der Faust.

Steg f: Federnder Steg unter der Randfläche (Fig. 130, 131, 132), komplizierten Baues aber ausgezeichnet durch gute Anhebung der Finger bei unbehindertem Faustgriff. Ein- oder mehrfederig.

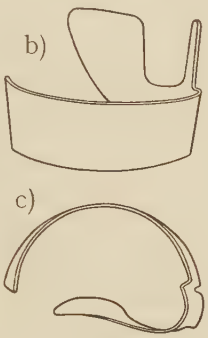


Fig. 136. Tragfläche im Handteller, a) von volar, b) von dorsal, c) von distal gesehen.

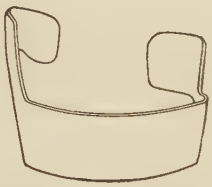


Fig. 137. Seitliche Krampen als Tragflächen der Hand von dorsal gesehen.

Steg v: Gespannter Steg mit volarem Spannbügel (Fig. 134) unter der Randfläche liegend, etwas weniger kompliziert als das vorhergehende Modell, beim Fassen mit der Faust nicht ganz so angenehm, hebt die vier Finger gut an.

Steg d: Gespannter Steg mit dorsalem Spannbügel (Fig. 133), etwas sperrig und kompliziert, aber dadurch vorteilhaft ausgezeichnet, daß er nach Belieben unter die Randfläche der Hohlhand oder unter die Fingergrundglieder gelegt werden kann, den Faustschluß gar nicht störend.

Vielleicht wäre auch noch der starre Steg unter den Fingergrundgliedern (Fig. 135) weiterer Versuche wert. Er bietet ähnliche Vor- und Nachteile wie der letztgenannte Steg, behindert allerdings den Faustschluß etwas mehr, ist aber dafür einfacher im Bau.

Zur Verhinderung der Rotation des Apparates können die beiden ersten Stege mit Daumenballenband versehen werden, die vier andern mit Handrückenband, die beiden mittlern statt dessen auch um die Kleinfingerseite umgreifend gestaltet werden.

Soweit die Stege gleichzeitig auf die Finger wirken, sind sie sorgfältig individuell zu verpassen, so daß der vordere Rand genau der Plica digitopalmaris entlang läuft. Nur dann wird eine gleichmäßige und wirksame Fingerhebung erzielt. Der starre Steg darf nicht sehr breit sein, um den Faustschluß nicht zu sehr zu beeinträchtigen. Die andern Stege unter der Randfläche dürfen diese, so wie sie bei leichter Beugung der Grundglieder erkennbar ist, voll ausfüllen. Die Figuren 138 bis 142 geben Anweisungen zur Herstellung der vier letztgenannten Stegarten.

Streckapparate für die Grundgelenke der vier Finger.

§ 85. Modell RFf: Finger-Streckapparate für Radialisgelähmte mit Flachwickel-Blattfeder,

die auf dem Knöchel aufliegt (Fig. 143, 144, 100 und Werkstattzeichnungen Fig. 145, 146, 107).

a) Allgemeine Beschreibung. Diese Apparate sollen die Grundgelenke der vier Finger strecken. Als bewegendes Prinzip dienen gerollte Flachwickel-Blattfedern (§ 67 Schluß). Für jeden zu streckenden Finger ist eine Feder angeordnet. Wir haben also bei der gewöhnlichen vollständigen Radialislähmung deren vier; der Daumen erhält, falls nötig, seinen eignen Apparat. Die Mitte jeder Feder kommt über dem Knöchel des Grundgelenks zu liegen. Das distale Ende ist mit einer Verkröpfung aus Blech gefaßt, die zugleich eine Schlaufe hält, welche um die Beugeseite der Grundphalange herumgeführt ist. Die proximalen Enden sämtlicher Federn sind in einer gemeinsamen über dem Handrücken liegenden Platte, dem Schild, festgemacht. An den beiden hintern Enden des Schildes ist ein das Handgelenk umgreifendes Handgelenksband eingehängt. Die Federn rollen sich, wenn freigelassen, zum halben Kreisbogen und der Apparat klappt zusammen, indem das Fingerende auf das Handrückenende schlägt. Beim Anziehen des Apparates auf die gestreckten Fingergrundgelenke müssen die Federn sich strecken und beim Beugen derselben in der ihrer natürlichen Neigung entgegengesetzten Richtung rollen. Dadurch wirken sie auf diese Gelenke streckend.

Die Federn dienen zugleich als unechte Gelenke bei unphysiologischer Achsenlage. Diese Lage erfordert Verschiebungskorrektur, und die wird in ausgiebigem Maße dadurch erreicht, daß der Apparat nur auf den Knöcheln der Grundgelenke aufruht, im übrigen frei über dem Rücken der Hand und der Fingergrundglieder schwebt, am hintern Ende durch das Handgelenksband, vorn durch die um die Fingergrundgelenke geführten Schlaufen festgehalten. Die Federung ist weich und wohlausgeglichen. Sie nimmt freilich mit fortschreitender Beugung ständig zu, aber verhältnismäßig langsam, so daß bei stärkster Beugung der Grundgelenke, d. h. bei einem Beugewinkel von etwa $+75°$ das zur Überwindung der Federkraft erforderliche Drehmoment nur etwa $^1/_4$ bis $^1/_3$ mehr beträgt als bei geradegestreckten Fingern, wie aus den Zahlen der Tabelle 37 Seite 443 leicht zu ersehen ist (vgl. auch § 94). Dadurch ist das Ziel erreicht, daß der Faustschluß nicht behindert wird, die Fingerbeugung nicht ermüdet.

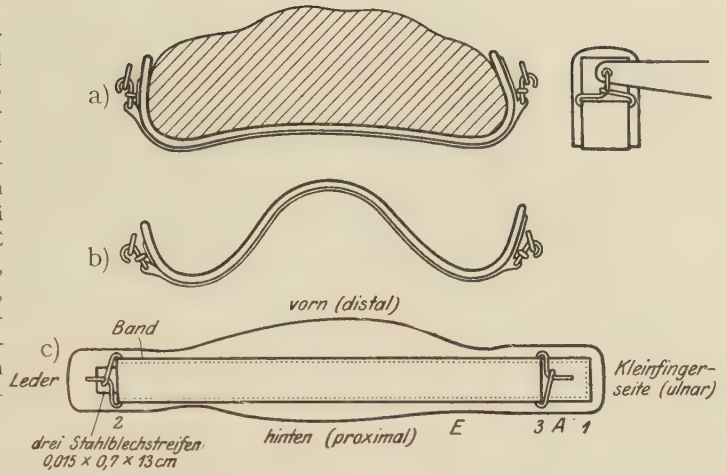


Fig. 138. Federnder Steg Modell Steg *f*, a) angelegt, b) sich selbst überlassen, c) flachgelegt. Das Band ist in mehreren Bahnen hin und her geführt. Bei A Anfang, bei E Ende des Bandes, bei 1, 2, 3 erste, zweite, dritte Umschlagstelle des Bandes. Das Band kann noch mit Leder gedeckt werden.

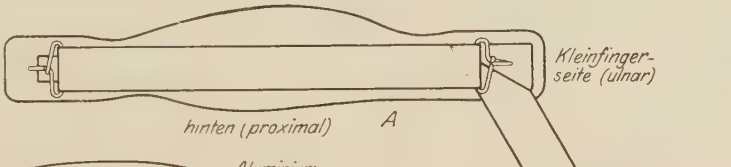


Fig. 139. Derselbe Steg mit Handrückenband (vgl. Fig. 133).

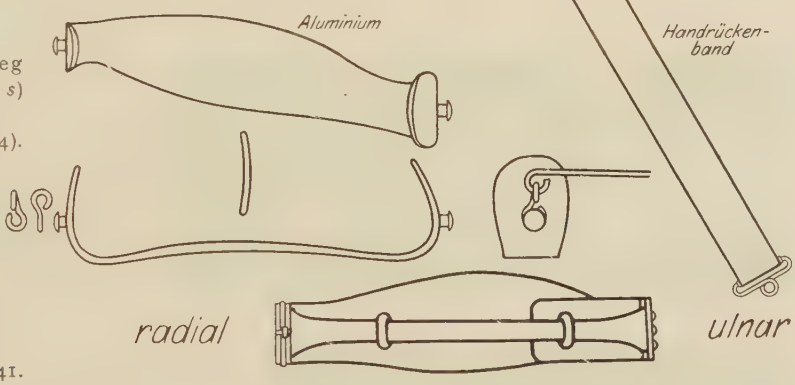


Fig 140. Starrer Steg Modell Steg *s*) (vgl. auch Fig. 98, 124).

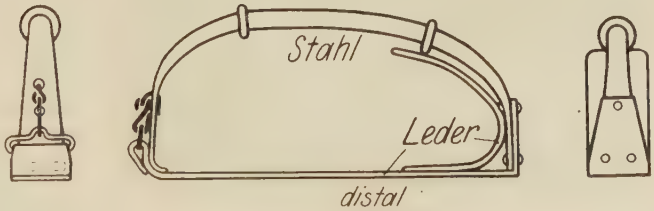


Fig. 141. Gespannter Steg mit dorsalem Spannbügel (Modell Steg *d*) (vgl. auch Fig. 134).

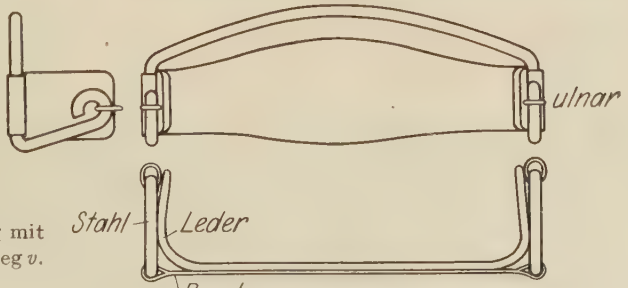
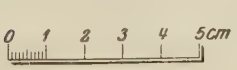


Fig. 138—142. Werkstattzeichnungen verschiedener Hohlhandstege in halber natürlicher Größe.

Fig. 142. Gespannter Steg mit volarem Spannbügel Modell Steg *v*.



b) Einzelheiten. An den beiden Enden des Handgelenksbandes befinden sich zwei Haken, mittels welcher dasselbe an zwei Ösen, die an den hintern Ecken des Schildes vorragen, festgemacht ist. Die Verbindung auf der ulnaren Seite ist ein für allemal fest, der Haken auf der radialen Seite dagegen wird jedesmal beim Anziehen des Apparates in seine Öse eingehängt, beim Ausziehen losgehakt. Beide Haken sind so weit, als es die Verhältnisse erlauben, in die Länge gezogen, um möglichst freie Beweglichkeit des Schildes zu erzielen.

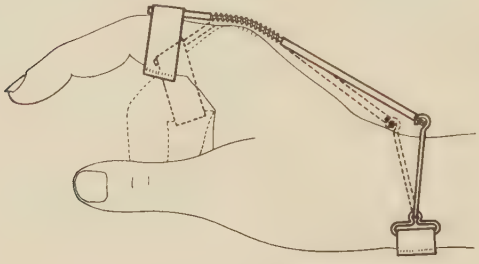
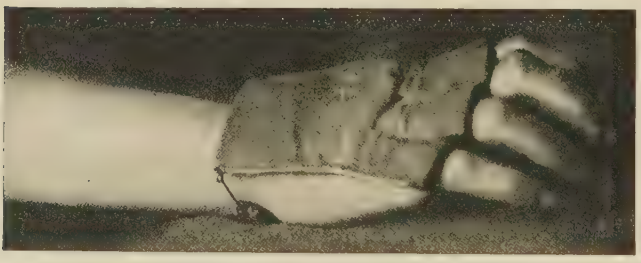


Fig. 143. Prinzip des Finger-Streckapparates Modell RFf.

Der ganze Apparat ist in einen Stoffüberzug eingenäht, so daß die Federn gegen Verletzungen und Hängenbleiben geschützt sind. Die Unterseite ist besonders über den Knöcheln mit einer Filzlage gepolstert. Vor dem Einnähen sind die Federn gut einzufetten.

Der Apparat kann statt für alle vier Finger auch nur für die drei mittlern Finger angefertigt werden. Er hat dann den Vorzug, auf dem Handrücken weniger breit zu liegen. Der vierte Finger nimmt vermöge der breiten Fleischbrücke, die sein Grundglied mit dem des kleinen Fingers verbindet, diesen so weit mit hoch, daß er beim Greifen nicht geniert. Immerhin bleibt er dabei hinter den andern Fingern zurück und dieser Schönheitsfehler wird von den Patienten meist unangenehm empfunden.

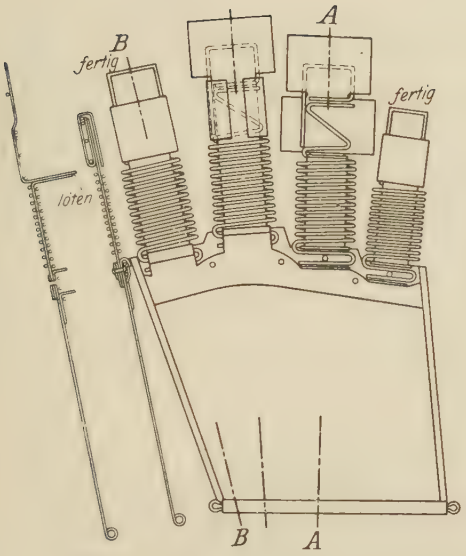


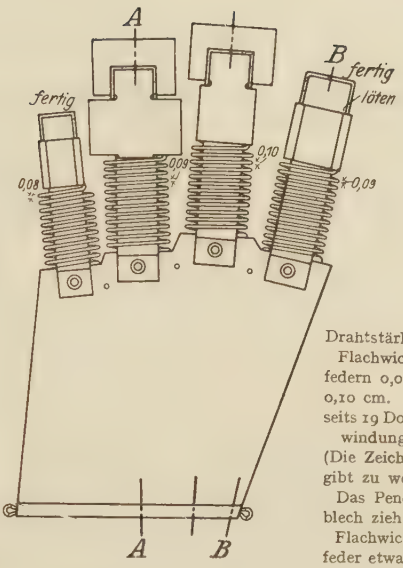
Die Federn für die einzelnen Finger sind an dem gemeinsamen Schild gelenkig befestigt, so daß Abduktion und Adduktion, Spreizen und Wiederzusammenführen der Finger fast unbehindert von statten gehen kann.

Fig. 144. Vier-Finger-Streckapparat Modell RFf, oben Streckung (Ruhelage), unten Faustschluß, der unbehindert erfolgt.

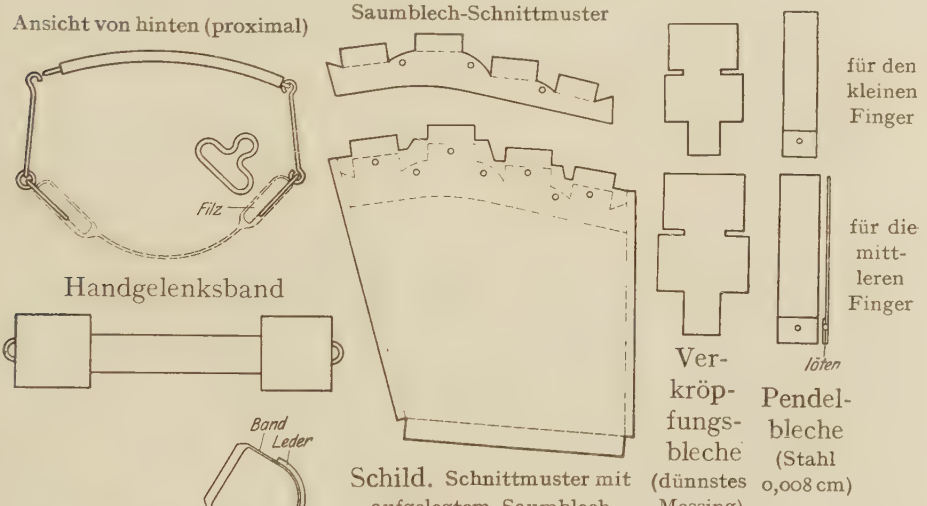
c) Varianten. Dieser Fingerstreckapparat kann für sich allein oder in Verbindung mit unserm Handgelenk-Streckapparat Modell RHb getragen werden. Soll er mit den Modellen RHa, RHc oder RHd kombiniert werden, dann ist der proximale Teil anders zu gestalten. Das Handgelenksband fällt fort. Statt dessen wird, wenn wir den Apparat RHa benützen, das Schildende unter die Kupplung des Doppelbügels dieses Apparates untergeschoben. Damit es sich dort frei vor und zurück bewegen, aber nicht seitlich abgleiten kann, ist auf ihm eine Schiebebahn aus Messing angebracht, welche mit zwei seitlichen Leisten den tiefsten Teil der Kupplung umgreift. Die Schiebebahn kann nach Lockerung einer Schraube auf dem Schild etwas vor oder zurückgesetzt und so justiert werden, daß sie weder bei völlig gebeugten Fingern unter der Kuppelung heraustritt noch bei völlig gestreckten Fingern gegen die Vorderarm-Brücke der Handgelenksschiene gegenstößt.

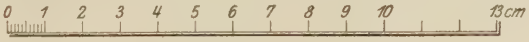
Kombinieren wir den Apparat mit den Modellen RHc oder RHd, so ist die Befestigung





Drahtstärke der Flachwickelfedern 0,07 bis 0,10 cm. Jenseits 19 Doppelwindungen. (Die Zeichnung gibt zu wenig). Das Pendelblech zieht die Flachwickelfeder etwas zusammen.





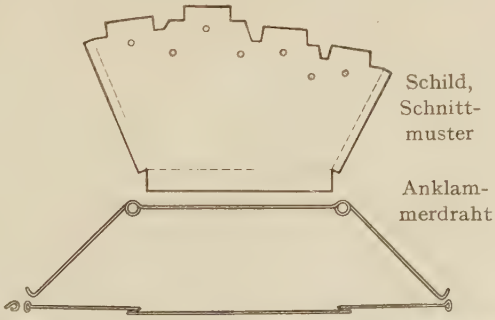


Fig. 145. Finger-Streckapparat Modell RFf. Werkstattzeichnungen in $^1/_2$ nat. Größe.

Fig. 146. Finger-Streckapparat Variante Modell RFf(c) zur Kombination mit den Handgelenk-Streckapparaten RHc und Rhd.

besonders einfach. In die zu einem Falz gebogene hintere Kante des Schildes ist ein federnder Stahldraht eingelegt, dessen frei hervorragende Enden nach unten abgebogen sind und in kleine Haken auslaufen. Diese Enden werden unter die von der Handbrücke ausgehenden, den Steg tragenden Stangen so untergeschoben, daß die Haken sich am unteren Rand der Stangen, in welche nötigenfalls eine kleine Kerbe eingefeilt ist, festkrallen. Die Federung der Stahldrahtenden wird noch durch eine eingeschaltete Schraubengangwindung verbessert (Fig. 146, 147).

Wir kennzeichnen die besprochenen beiden Varianten als RFf(a) und RFf(c).

Wegen der Berechnung und der Herstellung der Federung vgl. § 94.

§ 86. Modell RFr: Finger-Streckapparat für Radialisgelähmte mit zurückgebogener Rechteckfeder

und echtem Gelenk, vom Finger getragen (Fig. 147, 148, 101 und Werkstattzeichnung Fig. 149).

a) Allgemeine Beschreibung. Der Apparat dient zum Strecken des Grundgelenks des zweiten bis fünften Fingers. Jeder zu streckende Finger erhält seinen eigenen Apparat. Die streckende Kraft liefert eine Biege-Rechteckfeder, welche in ihrer Mitte bis zum halben Kreis zusammengebogen ist, so daß die beiden Enden in entgegengesetzter Richtung laufen. Die Feder greift an einem echten Gelenk an, und zwar derart, daß der Hebel bei gestreckter und nahezu gestreckter Stellung des Fingers am größten ist, mit fortschreitender Beugung aber kleiner wird und bei stärkster Beugung am kleinsten ist. Daher nimmt das Drehmoment, welches der Apparat ausübt, bei starker Beugung des Fingers ab. Die Federung ist also besonders gut ausgeglichen (vgl. § 66). Eine Abnahme des drehenden Moments mit zunehmender Beugung ist gerade hier deshalb angezeigt, weil gewisse bei der Streckung vom Apparat zu überwindenden Kräfte, von welchen wir später noch sprechen werden (Widerstand der Weichteile, Gelenksteifigkeiten, vgl. § 94) nur bei Streckstellung sich geltend machen, dagegen bei Beugestellung verschwinden. In dieser Beziehung ist also dieser Apparat dem zuvor beschriebenen, bei welchem mit zunehmender Beugung auch das Drehmoment wiewohl langsam zunimmt, überlegen. Dagegen hat er ihm gegenüber den Nachteil, daß er voluminöser ist, mehr aufträgt, leichter verletzt werden kann. Er dürfte besonders dann am Platze sein, wenn es sich um isolierte Anhebung eines einzelnen Fingers handelt, etwa des Mittelfingers eines Schneiders, der mit diesem Finger die Nähnadel nachstößt.

Der Apparat wird vom Finger getragen, auf dessen Grundglied er an zwei Stellen unverschieblich aufruht. Der Mittelhandteil des Apparates läuft in einen glatten Stab aus, der frei über dem Handrücken schwebt und mit seinem Ende unter einen geeigneten Bügel untergeschoben wird, der mit der Mittelhand fest verbunden ist. Die Feder des Apparates sucht den Stab vom Handrücken abzuheben, und, wenn das nicht geht, den Handrücken gegen die Finger oder die Finger gegen den Handrücken im Sinne der Streckung zu drehen. Der Stab kann unter dem Bügel vor- und zurückrutschen; dadurch wird eine ausgiebige Verschiebungskorrektur erzielt, welche bei der unphysiologischen Lage der Apparatenachse durchaus nötig ist.

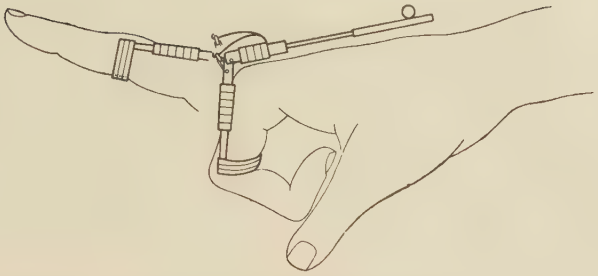
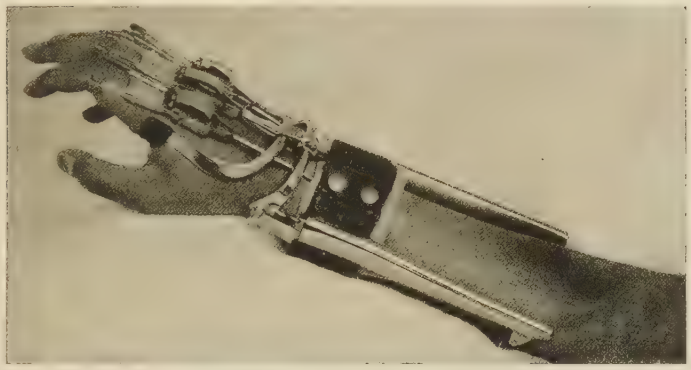


Fig. 147. Prinzip des Finger-Streckapparates Modell RFr.



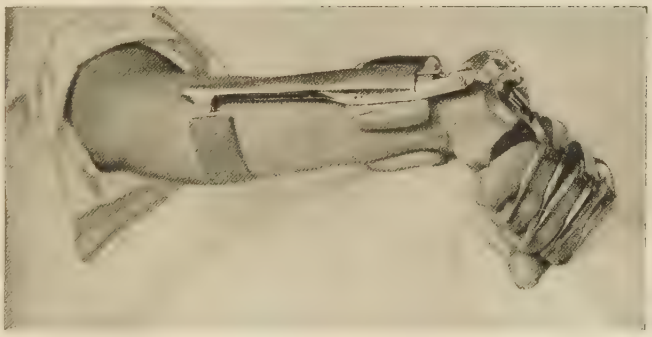


Fig. 148. Finger-Streckapparat Modell RFr an den drei mittleren Fingern, kombiniert mit dem Handgelenk-Streckapparat Modell RHa bei einem Patienten mit völliger Radialislähmung (demselben, welchen die Fig. 99 usf. zeigen), oben Streckung (Ruhelage), unten Handgelenksbeugung und Faustschluß, die unbehindert erfolgen.

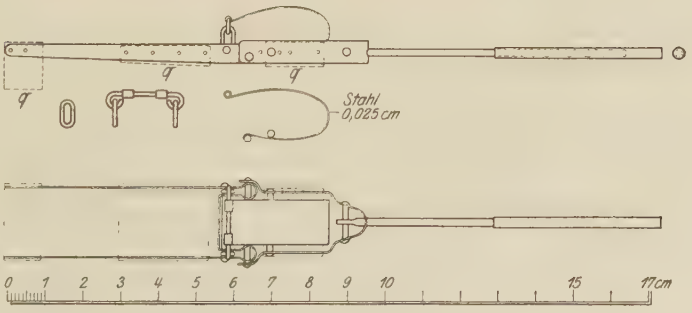


Fig. 149. Finger-Streckapparat Modell RFr. Werkstattzeichnung in $^1/_2$ natürlicher Größe. q, q, q-Querbänder aus Stoff, das distale umfaßt den Finger als Schlaufe von volar, die beiden anderen überqueren ihn dorsal.

Der Bügel, unter welchem der Stab hin- und herschleift, kann in verschiedener Weise gestaltet und angebracht werden. Ich habe diese Apparate bisher nur in Verbindung mit dem Handgelenk-Streckapparat Modell RHa verwendet, und da kann der bereits vorhandene vordere Bügel dieser Prothese ohne weiteres zum Unterstecken des Stabes benützt werden. Bei Modell RHc muß ein entsprechender kleiner Bügel eigens auf der Handbrücke angebracht werden (Fig. 110).

Der kleine Apparat ist mit einem Griff angezogen und ebenso schnell wieder abgelegt.

b) Einzelheiten. Am Fingergrundglied laufen zwei Latten entlang, welche durch zwei Querbänder verbunden sind; das proximale überquert straff gespannt die Rückseite, das distale locker die Innenseite des Fingers. Zwischen beiden wird der Finger hindurchgesteckt und haftet fest in dem Augenblick, wo das freie Ende des Stabes unter den haltenden Bügel untergeschoben wird. Die Länge und der Abstand der Latten sowie die Länge des endständigen Bandes sind nach der Größe des Fingers zu verpassen. Die oberen Kanten der Latten sollen in der Höhe des Fingerrückens liegen. Der Mittelhandteil des Apparates soll bei gebeugtem Grundgelenk unmittelbar über der Haut schweben ohne sie zu berühren. Dieser Mittelhandteil besteht aus dem Stab, aus der Feder und aus einem diese umschließenden und den Stab mit dem Gelenk verbindenden Rahmen. Die Länge des Stabes muß besonders genau abgepaßt sein. Ist er zu lang, so stößt das Ende bei völliger Streckung der Finger und des Handgelenks gegen den Vorderarm oder den dort liegenden Teil des Handgelenk-Streck-apparates, und das letzte Ende der Streckung ist behindert, ist er zu kurz, so wird bei völliger Beugung aller Gelenke das Stabende unter dem Bügel weggezogen, und der Apparat verliert seinen Halt. Damit der Patient die Länge jederzeit selber genau abpassen und justieren kann, ist über das Stabende eine dünne Hülse übergezogen und durch etwas Siegellack angeheftet. Durch leichtes Erwärmen der Hülse wird der Siegellack flüssig und die Hülse kann nach Bedarf vor- oder zurückgeschoben werden.

Fig. 150. Daumen-Streckapparat Modell RDs.

Ich hatte bisher nur einmal und nur vorübergehend Gelegenheit, diesen Apparat zu verwenden. Ich habe daher die Konstruktion nicht gründlich durchgearbeitet und durchgerechnet, was geschehen müßte, wenn der Apparat mehr benützt würde. Insbesondere wäre die Dicke des Federblechs rationell zu bestimmen. Vermutlich würde es sich dabei als nötig erweisen, an Stelle der einen Rechteckfeder, wie sie die Zeichnung aufweist, eine Mehrzahl übereinanderliegender solcher Federn zu setzen, d. h. die eine Blattfeder zum Blattfederwerk auszubauen, um genügende Kraft bei geringem Beanspruchungsgrad zu erzielen. Für die Berechnung käme die Bemerkung in § 681 Schluß in Betracht, sowie das in § 93 eingeschlagene Verfahren zur Ermittelung der zweckmäßigsten Dicke (Blechstärke); ferner wären geometrische Überlegungen nach Art des § 88 und 91 anzustellen.

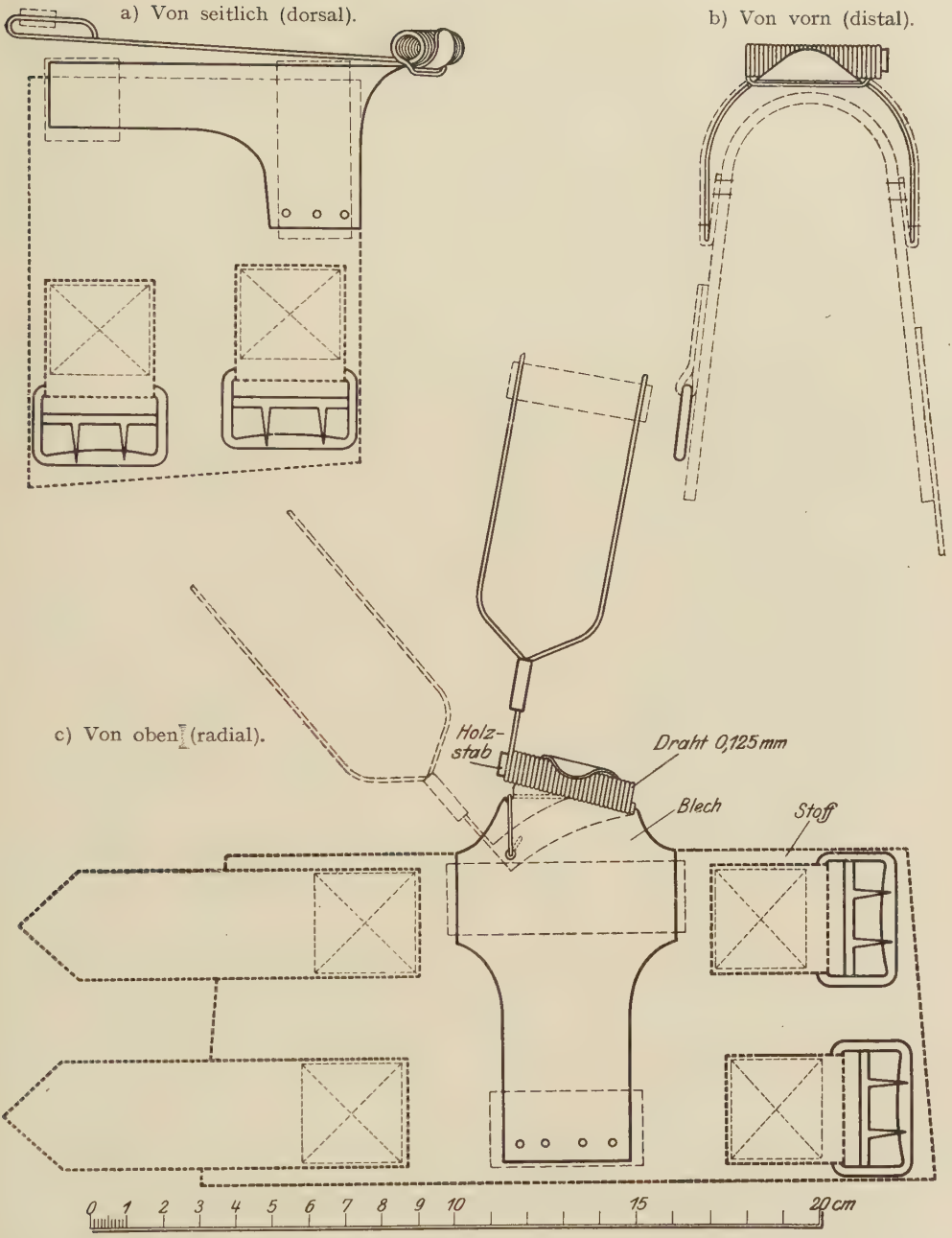


Fig. 151. Daumen-Streckapparat (Modell RDs für isolierte Daumenlähmung. Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe. Die Gabel, welche den Daumen aufnimmt, schlägt, sich selbst überlassen, nach hinten (Bild *a*). Bild *c* zeigt sie nach vorn geholt in der Haltung während der Benützung; die Haltung bei gegenübergestelltem (opponiertem) Daumen ist gestrichelt angedeutet. Der in das Ende der Schraubenfeder eingesteckte und mit einem Drähtchen festgehaltene Holzstab verhindert ein Überschnappen der Feder bei ausfahrenden Bewegungen des Daumens. Stoffteile (Manschette) gestrichelt gezeichnet.

§ 87. Daumen-Streckapparate.

(Fig. 150, 97, 100, 104, 152, Werkstattzeichnungen Fig. 151, 98, 107, 109.)

a) Prinzip. Der Daumen-Streckapparat ist in allen den Fällen, in welchen gleichzeitig das Handgelenk gestreckt werden muß, sehr einfach, da der Handgelenk-Streckapparat gleichzeitig als Träger der den Daumen streckenden Feder benützt wird. Ist dagegen bei einer isolierten Lähmung des Daumens nur dieser allein zu strecken, dann muß die hierzu dienende Feder auf einem besonderen am Vorderarm festgemachten Traggestell aufgebracht werden. Als Feder verwende ich neuerdings ausschließlich die Drill-Schraubenfeder; nur in Kombination mit dem Handgelenk-Streckapparat Modell RHa gebrauche ich eine Flachwickelfeder oder ein Zweigespann von Drillfedern, weil die einfache Drillfeder an diesem Modell nicht bequem anzubringen ist. Wir bezeichnen den Daumen-Streckapparat mit der einfachen Drill-Schraubenfeder als Modell RDs, den mit der doppelten Drill-Schraubenfeder als RD2s, den mit der Flachwickelfeder als RDf und fügen, wenn wir den Daumenapparat mit einem Handgelenk-Streckapparat kombinieren, den unterscheidenden Buchstaben dieses Apparates in Klammern hinzu, also RDf(a), RDs(b) usf.

Der distale, den Daumen anfassende Teil des Apparates ist bei allen Modellen derselbe: eine aus Draht gebogene Gabel, welche den Daumen von beiden Seiten her umfährt und an ihren Enden ein Band trägt, das das Grundglied des Daumens von der Beugeseite her umfaßt und hochzieht. Die Richtung dieses Zuges ist genau dieselbe, wie bei den Musculi extensores pollicis, welche der Apparat ersetzt. Die Flexion geschieht durch die noch arbeitenden Beugemuskeln des Daumens, welche den Zug der Feder überwinden. Die Feder wird stets möglichst dicht über dem Wurzelgelenk des Daumens angebracht.

Wir müssen ferner darauf Bedacht nehmen, daß wir die Bewegung senkrecht zur Ebene der Beugung und Streckung, d. h. die Ab- und Adduktion mit unserm Apparat nicht behindern. Die einfache Drill-Schraubenfeder hat den Vorzug, daß sie auch nach dieser Richtung ausgiebige Bewegung zuläßt, wobei sie nach Art der Biege-Schraubenfeder sich durchbiegt. Die beiden andern vorhin genannten Federarten besitzen in dieser Richtung weniger Beweglichkeit, und wir sind genötigt, ein Gelenk anzubringen, das dieselbe ergänzt. Dies geschieht dadurch, daß wir die Feder auf einer Art Drehscheibe aufbringen, welche sich um den haltenden Stift als Achse im Sinne der Ab- und Adduktion drehen kann.

b) Einzelheiten. Wir betrachten zuerst den Fall der isolierten Daumenlähmung. Hier müssen wir zunächst ein Traggestell für unsere Feder schaffen. Als solches verwenden wir eine Blechrinne, welche die radiale Hälfte des Vorderarms in seinem untern Drittel umscheidet und distalwärts einen Fortsatz bis in die Gegend des Daumenwurzelgelenks schickt, der die Feder trägt. Die Rinne selber ist an einer Manschette aus Stoff festgemacht, welche den Unterarm ähnlich dem gleichnamigen Kleidungsstück umschließt, an der ulnaren Seite mit zwei Schnallen fest zusammengeschnallt wird, an der radialen Seite die Rinne trägt. Die Rinne liegt aber der Manschette nicht fest auf, sondern ist, wenigstens in dem distalen Teil, nur an den Rändern an der Manschette angenäht, mit der Mitte schwebt sie frei über derselben. Die radiale Hälfte der Manschette stellt also eine Schleuder in dem früher besprochenen Sinne dar (vgl. § 65 Schluß). Eine Polsterung wird dadurch entbehrlich.

Die Federung ist so abgepaßt, daß, wenn der Daumen aus der Schlaufe gezogen wird, die Gabel nach hinten schlägt und um einen halben Kreisumfang gedreht, sich gegen das proximale Ende der Rinne gegenlegt. Daraus geht hervor, daß der Daumen mit „später Federstrecke" (§ 66) angehoben wird. Die Kraft, welche die Federung ausüben soll und ausüben darf, ist in den einzelnen Fällen recht verschieden, je nachdem ob Steifigkeiten vorhanden sind oder nicht und ob die nicht gelähmten Antagonisten kräftig oder schwach arbeiten. Man muß daher in verschiedenen Fällen die Feder verschieden stark spannen, d. h. die Drillung etwas mehren oder mindern. Natürlich kann man auch verschiedene Drahtstärken verwenden. Doch bin ich bisher mit Draht von 0,125 cm ausgekommen.

Wir justieren den tragenden Teil des Apparates so, daß die Feder möglichst nah über dem Wurzelgelenk des Daumens, welches wir vorzugsweise bewegen wollen, zu liegen kommt. Trotzdem bleibt die Achsenlage unphysiologisch und wir brauchen eine Verschiebungskorrektur. Diese wird bei dem verhältnismäßig geringen Winkelausschlag, mit welchem wir zu rechnen haben, in ausreichender Weise dadurch geleistet, daß die den Daumen umgreifende Schlaufe um ihre Aufhängepunkte sich drehend nach Bedarf vor- und zurückschwingt. Wir vermehren ihre Beweglichkeit noch dadurch, daß wir die Gabelzinken zu einer kleinen Schleifbahn verlängern, auf welcher die Aufhängepunkte bei größeren Winkelausschlägen vor- und zurückrutschen.

Die Befestigung der Feder am Traggestell geschieht so, daß die erwähnte Biegung der Feder, durch welche die Ab- und Adduktion des Daumens ermöglicht wird, nicht behindert ist. Dieser Gesichtspunkt ist auch zu berücksichtigen, wenn wir in Fällen, wo außer der Streckung des Daumens auch noch die des Handgelenks fehlt, unsre Feder an dem Handgelenk-Streckapparat anbringen. Außerdem tragen wir in diesem Fall Sorge, daß der Daumen-Streckapparat leicht entfernt und leicht wieder angebracht werden kann, damit der Patient nach Bedarf seinen Apparat mit oder ohne Daumenhilfe zu verwenden in der Lage ist. Durch zweckmäßige Biegung des haltenden Drahtendes, das in geeignete Löcher und Kerben eingeklemmt wird, läßt sich dies stets erreichen. Die technischen Einzelheiten ergeben sich aus den Werkzeichnungen. Bei Kombination mit dem Handgelenk-Streckapparat Modell RHd stecken wir die Drill-Schraubenfeder für den Daumen in das offene Ende der das Handgelenk anhebenden Drill-Schraubenfeder hinein.

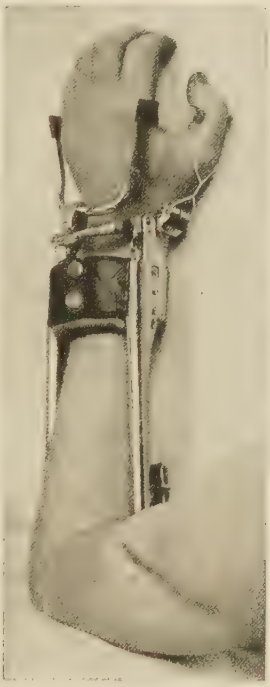


Fig. 152. Daumen-Streckapparat Modell RD2s kombiniert mit dem Handgelenk-Streckapparat Modell RHa bei einem Patienten mit völliger Radialislähmung, bei welchem der Daumen sich in die Hohlhand legte und den Faustschluß behinderte.

Falls wir den Handgelenk-Streckapparat RHa mit einer Daumenhilfe versehen wollen, verwenden wir, wie gesagt, eine Flachwickel-Blattfeder nach Art derer, die von den Fingern her uns bekannt sind, und montieren sie drehbar auf einem flachen Tragblech, das hinten in zwei Streifen oder Latten ausläuft, mit denen es auf dem Handgelenkapparat festgesteckt wird, indem der obere Streifen in die radiale Rinne dieses Apparates von vorn eingeschoben wird, während der untere außer- und unterhalb der Rinne zu liegen kommt und mit dem leicht abgebogenen Ende hinter einen Nietkopf oder hinter den Rand der Brücke greift. Das Einstecken und Wiederabnehmen des kleinen Apparates ist das Werk einer Minute.

Oder aber wir verwenden ein Doppelgespann von zwei Drill-Schraubenfedern, welche, die eine rechts — die andre links gewunden, über eine gemeinsame Rolle gesteckt sind. Die sich berührenden Enden beider Federn sind an der Rolle festgemacht, die entgegengesetzten Enden laufen von der Rolle fort, vereinigen sich und tragen die distalwärts zum Daumengrundglied strebende Gabel. Die Rolle sitzt in einem kleinen aus Blech gebogenen Gestell fest und dieses ist wieder drehbar auf dem erwähnten Tragblech befestigt (Fig. 152).

Varianten. Früher habe ich auch die Konstruktion mit Flachwickelfeder und die mit doppelter Drill-Schraubenfeder bei isolierter Daumenlähmung verwendet. Das diese Federn haltende kleine Drahtgestell wird dann auf demselben am Vorderarm angebrachten Traggestell befestigt, das wir oben schon beschrieben haben.

Berechnungen der Federungen.

§ 88. Berechnung der streckenden Federung des Modells RHa.

Die gliedermechanischen Anforderungen (§ 70a), welche wir an unsern Apparat bei Beugung und Streckung stellen, sind ein Gesamtausschlag von $\breve{\varphi}_a - \breve{\varphi}_i = 80°$, ein initiales Drehmoment von $\breve{m}_i = 4850$ cm g, ein abschließendes von $\breve{m}_a = 0{,}85\ \breve{m}_i$.

Hierzu gelangen wir durch folgende Überlegungen. Das initiale Drehmoment ist dasjenige, welches die Federung leisten muß, um die wagerecht hinausgehaltene Hand samt einem leichten Instrument, das sie gefaßt hat, anzuheben. Den obigen Zahlenwert desselben ergibt folgende Betrachtung. Braune und Fischer (Abhandl. d. Math.-phys. Klasse d. k. sächs. Ges. d. Wiss. 15, 1890, S. 618) haben das Gewicht von Hand und Fingern bei drei muskelkräftigen Männern gemessen und als Höchstwert 670, als Mindestwert 470, als Mittelwert $G = 533$ g gefunden. Den Abstand des Schwerpunktes von der Achse des Handgelenks fanden sie bei leicht gebeugten Fingern im Mittel $R = 5{,}5$ cm.

Dem Gewicht der Hand fügen wir noch das Gewicht G' eines leichten Instruments hinzu, welches in der Hand hochzuheben wir dem Patienten ermöglichen wollen, und nehmen das Gewicht von Hand und Instrument zusammen gleich $G + G' = 800$ g an. Endlich ist beim Hochheben die gleitende Reibung in den vier Gelenken unsres Apparates zu überwinden. Bei einem mittleren Radius der Gelenklochungen von $\varrho = 0{,}15$ cm und einem mittleren Druck in denselben von $p = 2500$ g und einer Reibungszahl $\mu = 0{,}3$ beträgt das Drehmoment der gleitenden Reibung $4\,\mu\,\varrho\,p$ und das gesamte von unsrer Federung in der Initialstellung zu leistende Drehmoment

$$m_i = R(G + G') + 4\,\mu\,\varrho\,p$$
$$= 5{,}5 \cdot 800 + 4 \cdot 0{,}3 \cdot 0{,}15 \cdot 2500 = 4850 \text{ cm g}.$$

Die Festsetzung, daß das abschließende Drehmoment um 15% geringer sein soll als das initiale, entspricht der früher (§ 66) aufgestellten Forderung, dem Antagonisten, wenn er verkürzt und daher zu mechanischer Leistung weniger befähigt ist, weniger Arbeit zuzumuten als wenn er verlängert ist. Daß der Patient dadurch geniert werde, daß der Apparat die stärkst gebeugte Hand nicht so kräftig anhebt wie die gestreckte, ist deshalb nicht zu befürchten, weil die stärkst gebeugte Hand im gewöhnlichen Leben wohl kaum je genau wagerecht hinausgestreckt wird, also der wirksame Hebel des Handgewichts bei stärkster Beugung kaum je so groß, das Drehmoment kaum je so bedeutend ist, wie es im äußersten Fall sein könnte. Über die Größe des geforderten Gesamtausschlags $\breve{\varphi}_a - \breve{\varphi}_i = 80°$ haben wir früher schon gesprochen (§ 77a).

Nun gilt es an Stelle der Winkel und Drehmomente des Handgelenks die Verlängerungen und die Zugkräfte unserer Federn einzuführen. Bezeichnen wir mit p die Zugkraft jeder unsrer beiden Federn und mit h den Hebel dieser Zugkraft, so gilt, da die Drehachsen des Apparates und die des Handgelenks zusammenfallen, für das Gesamtdrehmoment m des Apparates am Apparatengelenk:

$$m = \breve{m} = 2\,h\,p\,,$$

also

$$m_i = \breve{m}_i = 2\,h_i\,p_i \quad \text{und} \quad m_a = \breve{m}_a = 2\,h_a\,p_a\,.$$

Die Winkeländerungen des Apparates stimmen mit denen des Handgelenks überein, d. h.

$$\varphi_a - \varphi_i = \breve{\varphi}_a - \breve{\varphi}_i \,.$$

An Stelle dieses Wertes gilt es, die Längenänderung der Feder $f_a - f_i$ einzuführen.

Zwischen der jeweiligen Stellung des Apparates, die durch den Winkel φ charakterisiert ist, und der dann statthabenden Verlängerung $f - f_i$ und dem zugehörigen Hebel h bestehen geometrische Beziehungen, welche die Fig. 153 veranschaulicht. Dabei nehmen wir vereinfachend an, daß die Richtungen, in welchen der Zug der Feder erfolgt, bei allen Stellungen einander parallel seien.

Um diese Beziehungen algebraisch zu formulieren, bezeichnen wir mit r den Abstand zwischen der Mitte des zum Einhängen der Zugkette dienenden Lochs im Schenkel des hinteren Bügels und zwischen der Beugeachse C, mit $\mathfrak{r}$ den Halbmesser dieses Loches. Wir bezeichnen den Drehungswinkel mit φ, und rechnen als Anfangswinkel $\varphi = 0$ den Winkel bei Initialstellung. Wir nennen γ denjenigen Winkel, bei welchem die Zugrichtung senkrecht steht zu der Linie, welche den Angriffspunkt unseres Zuges im Loch des hinteren Bügels mit der Achse C verbindet. Für $\varphi = \gamma$ erreicht also der Abstand h seinen höchsten Wert. Der Angriffspunkt wandert bei der Drehung des Apparates längs der Peripherie des Loches, so daß er sich immer an dem der Zugfeder nächstliegenden Punkt befindet. Unter Berücksichtigung dieser Wanderung ergeben sich die Gleichungen:

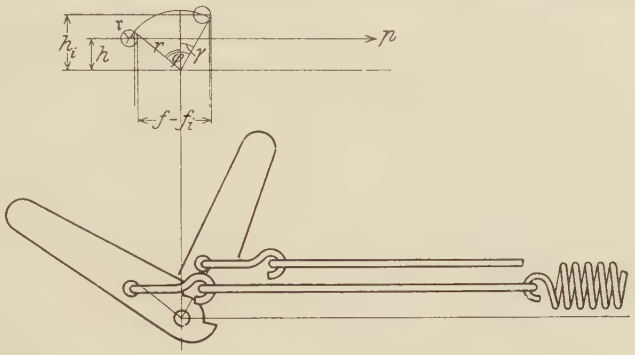


Fig. 153. Zur Mechanik des Modells RHa. Die beiden mit doppeltem Bogen überspannten Winkel sind gleich $\varphi - \gamma$. Ferner ist

$$h = r\cos(\varphi-\gamma) - \mathfrak{r}\sin(\varphi-\gamma)\,,$$
$$h_i = r\cos\gamma - \mathfrak{r}\sin\gamma\,,$$
$$f - f_i = r\sin(\varphi-\gamma) - \mathfrak{r}\,(1-\cos(\varphi-\gamma)) + r\sin\gamma + \mathfrak{r}\,(1-\cos\gamma)\,.$$

$$h = r\cos(\varphi-\gamma) - \mathfrak{r}\sin(\varphi-\gamma)\,,$$
$$f - f_i = r\sin(\varphi-\gamma) + r\sin\gamma - \mathfrak{r}\,(1-\cos(\varphi-\gamma)) + \mathfrak{r}\,(1-\cos\gamma)$$
$$= r\,(\sin(\varphi-\gamma) + \sin\gamma) + \mathfrak{r}\,(\cos(\varphi-\gamma) - \cos\gamma)\,.$$

Ganz richtig sind allerdings die mittels unserer Formeln für h und $f - f_i$ sich ergebenden Werte deshalb nicht, weil die Wanderung des Angriffspunktr infolge der gleitenden Reibung unvollständig ist und hinter dem in unseres Überlegung angenommenen Betrag zurückbleibt. Zufolge dessen ist der Wert beider Größen bei abnehmendem Hebel höher, bei wachsendem Hebel niedriger als unsere Rechnung ergibt. Dieser Umstand zusammen mit der übrigen Reibung bewirkt, daß wir bei der Prüfung des Apparates, je nachdem ob wir von der Beugung zur Streckung oder von der Streckung zur Beugung übergehen, kleine Unterschiede finden. Vgl. Tabelle 36.

Nun wählen wir für die obigen Abmessungen unsres Apparates die Werte

$$r = 1{,}2 \text{ cm}, \quad \mathfrak{r} = 0{,}1 \text{ cm}, \quad \gamma = 25°\,.$$

Dann ergibt sich, indem wir $\varphi = 0°$ setzen:

$$h_i = 1{,}2 \cos(-25°) - 0{,}1 \sin(-25°) = 1{,}13 \text{ cm}$$

und indem wir $\varphi = 80°$ setzen:

$$h_a = 1{,}2 \cos 55° - 0{,}1 \sin 55° = 0{,}60 \text{ cm},$$

$$f_a - f_i = 1{,}2(\sin 55° + \sin 25°) + 0{,}1(\cos 55° - \cos 25°) = 1{,}46 \text{ cm}.$$

Durch Einsetzen des Zahlenwertes für h_i in unsre Gleichung

$$m_i = 2 h_i p_i = 4850 \text{ cm g}$$

erhalten wir:

$$p_i = \frac{2 h_i p_i}{2 h_i} = \frac{4850}{2 \cdot 1{,}13} = 2146 \text{ g}.$$

Wir haben ferner festgesetzt:

$$m_a = 0{,}85\, m_i ,$$

also ist

$$h_a p_a = 0{,}85\, h_i p_i ,$$

$$p_a = 0{,}85 \cdot \frac{2 h_i p_i}{2 h_a} = 0{,}85 \cdot \frac{4850}{2 \cdot 0{,}60} = 3435 \text{ g}$$

und

$$p_a - p_i = 3435 - 2146 = 1289 \text{ g}.$$

Wir setzen nun ferner fest, daß die initiale Länge unsrer Feder $l_i = 9$ cm, ihr Durchmesser $D = 0{,}745$ cm sein soll, und setzen dann diese ebenso wie die soeben gefundenen Werte in die seinerzeit in § 70e für die gestauchte Zug-Schraubenfeder entwickelten Gleichungen ein und erhalten für den Drahtdurchmesser:

$$d^5 = \frac{D^3}{10^8}\left(l_i \frac{p_a - p_i}{f_a - f_i} - \frac{p_i}{4}\right)$$

$$= \frac{0{,}745^3}{10^8}\left(9 \frac{1289}{1{,}46} - \frac{2146}{4}\right) = \frac{306}{10^7} ,$$

$$d = 0{,}125 \text{ cm}$$

und für den Beanspruchungsgrad $\tau = \dfrac{p_a D}{16 \cdot 10^5 d^3} = \dfrac{3435 \cdot 0{,}745}{16 \cdot 10^5 \cdot 0{,}125^3} = 0{,}82$.

Wir haben also Unterbeanspruchung. Die höchste Spannung der Feder beträgt nur etwa $^4/_5$ der zulässigen. Wir dürfen also im Fall, daß eine etwas kräftigere Hebung der Hand gewünscht wird, die Federn stärker spannen ohne einen Schaden befürchten zu müssen.

Für die Weichheit der Feder haben wir (vgl. § 70b Anm.)

$$\frac{f}{p} = \frac{f_a - f_i}{p_a - p_i} = \frac{1{,}46}{1289} = 0{,}00113 \text{ cm/g}.$$

Endlich ergibt sich für die Länge l der unbeanspruchten Feder gemäß der Formel in § 70e

$$l = l_i - \eta p_i \frac{f}{p} = 9 - \frac{2146}{4} \cdot 0{,}00113 = 8{,}4 \text{ cm}.$$

In der Tabelle 36 S. 439 sind auf Grund unsrer obigen Gleichungen berechnete Drehmomente für verschiedene Stellungen des Apparates aufgezeichnet. Der Gang der Berechnung erhellt aus der ausführlichen Darstellung der entsprechenden

Berechnung für das Modell RHc, welche Tabelle 38 S. 514 gibt. Der Vergleich der berechneten Werte mit den bei der Prüfung an einem Apparat gemessenen Werten, die die Tabelle 36 gleichfalls angibt und die die graphische Darstellung der Fig. 154 veranschaulicht, zeigt befriedigende Übereinstimmung zwischen Theorie und Experiment. Der Unterschied zwischen beiden ist außer auf Ungenauigkeiten der technischen Ausführung auf die eingangs unserer Berechnung gemachte vereinfachende Voraussetzung zurückzuführen, daß die Richtungen, in welchen der Zug der Feder wirkt, stets einander parallel seien. Die Geringfügigkeit des Unterschieds beweist die Zulässigkeit dieser Vereinfachung.

In der Tabelle 34 sind Prüfungen der Federn allein vor dem Abschneiden und Einsetzen in den Apparat mitgeteilt.

§ 89. Berechnung der seitwärts drehenden Federung des Modells RHa.

Diese Federung soll die Hand radial abduzieren. Die Stärke der Abduktion ist nach meiner Erfahrung dann dem Patienten am angenehmsten, wenn das Drehmoment bei radialer Handstellung knapp die Hälfte des streckenden Drehmoments, also etwa 2000 cm g beträgt und ulnarwärts möglichst sich vermindert, jedenfalls nicht erheblich anwächst. Zu dem Ergebnis, daß das radiale Drehmoment des Apparates knapp halb so groß sein sollte wie das beugende, hat uns ja auch die theoretische Betrachtung (vgl. oben § 76) über die zu kompensierenden Gegenmuskelkräfte geführt. Dieses Drehmoment soll also in der radialen Endstellung (Initialstellung) von unserer Drill-Schraubenfeder geleistet werden. Diese greift am vorderen Bügel (und damit an der in diesen eingelegten Hand) durch Vermittlung einer Zugbahn an, welche aus einem langgestreckten Doppelhaken besteht, der auf der Werkstattzeichnung Fig. 95 (Ansicht beider Bügel von unten) dargestellt ist. Das Drehmoment, welches die Feder an der Achse der Kuppelung (um welche die Seitwärtsdrehung erfolgt) ausübt, ist gleich dem Produkt aus ihrer Zugkraft und dem Abstand der Zugrichtung von dieser Achse, die Zugkraft ist also gleich dem Quotienten aus dem Drehmoment durch den Abstand. Die Zugrichtung erhalten wir, indem wir zwischen den Endpunkten der Zugbahn eine gerade Linie ziehen. Der Abstand dieser Linie von der Drehachse bemißt sich bei der (in der Werkstattzeichnung punktiert gezeichneten) radialen Endstellung auf etwa 1,2 cm. Um ein Drehmoment von 2000 cm g zu erzielen, bedürfen wir daher einer Kraft der Feder von

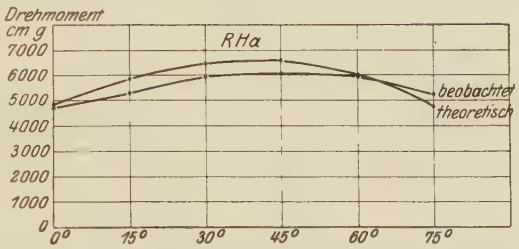


Fig. 154. Beobachtete und theoretisch vorhergesehene Winkel-Momentenkurve des Handgelenk-Streckapparates Modell RHa.

$$p_i = \frac{2000}{1{,}2} = 1667 \text{ g}.$$

Wir wählen den Drahtdurchmesser $d = 0{,}15$ cm, den Windungsdurchmesser $D = 1{,}3$ cm. Dann können wir etwa 20 Windungen aufbringen. Da das Ende des Schraubenfederdrahts, mit welchem dieser an dem Doppelhaken angreift, etwas über die übrige Feder hervorragt, so ist der Hebel, mit welchem die Feder an der Zugbahn zieht, etwas größer als der halbe Windungsdurchmesser. Wir können ihn zu $r = 0{,}9$ cm annehmen.

Wird nun der vordere Bügel von der radialen in die ulnare Endstellung (Abschlußstellung) übergeführt, so wird die Drill-Schraubenfeder zusammengewickelt, ihr an der Zugbahn befestigtes Ende wird vorgezogen. Die Strecke, um welche dasselbe bewegt wird, bemißt sich (vgl. Werkstattzeichnung) auf etwa $f_a - f_i = 0{,}75$ cm. Diese Strecke ist deshalb geringer als man erwarten würde, weil die Feder, wenn die Bügel sich gegeneinander drehen, sich nicht nur auf- und zuwickelt, sondern auch mit dem freien Ende auf dem hinteren Bügel, über welchen wir sie gesteckt haben, hin- und herrutscht; erfolgt die Drehung radialwärts, so schieben sich die einzelnen Windungen zusammen, erfolgt sie ulnarwärts, rücken sie auseinander. Diese Harmonikabewegung ist uns nun sehr erwünscht, da sie den Hebel, mit welchem die Feder am Gelenk angreift, in einer unsrer Absicht entsprechenden Weise verändern hilft und ihr Teil dazu beiträgt, daß wir bei radialer Stellung großen Hebel und großes Drehmoment, bei ulnarer Stellung kleinen Hebel und kleines Drehmoment bekommen, wiewohl die Feder an sich bei ersterer Stellung stärker gespannt ist und stärker zieht als bei letzterer.

Unsre Tabelle 33 ergibt nun für die Drill-Schraubenfeder die Gleichungen:

$$\frac{f}{p} = \frac{29\,n\,D\,r^2}{10^9\,d^4} \quad \text{und} \quad p^\dagger = 5 \cdot 10^5 \frac{d^3}{r}.$$

Durch Einsetzen der besprochenen Zahlenwerte erhalten wir:

$$\frac{f}{p} = \frac{29 \cdot 20 \cdot 1{,}3 \cdot 0{,}9^2}{10^9 \cdot 0{,}15^4} = 0{,}00121 \text{ cm/g}$$

und

$$p^\dagger = 5 \cdot 10^5 \cdot \frac{0{,}15^3}{0{,}9} = 1875 \text{ g}.$$

Nun ist (vgl. § 70b Anm.)

$$p_a - p_i = \frac{f_a - f_i}{\frac{f}{p}} = \frac{0{,}75}{0{,}00121} = 622 \text{ g}$$

und also der in der ulnaren Endstellung von der Feder ausgeübte stärkste Zug

$$p_a = p_i + (p_a - p_i) = 1667 + 622 = 2289 \text{ g}.$$

Dieser Zug nun überschreitet den gemäß unsrer Tabelle 33 zulässigen Höchstzug von 1875 g um $2289 - 1875 = 414$ g, d. h. um $\frac{414}{1875} = 22\%$. Wir haben also eine Hochbeanspruchung (§ 71) von $\tau = 1{,}22$, welche jedoch an dieser Stelle keine Bedenken hat.

§ 90. Anforderungen an die Federung des Modells RHb.

Über die Wahl der Federung bei diesem Apparat ist folgendes zu sagen. Auch hier gilt es, die früher (§ 70) besprochenen Hauptanforderungen: ausreichender Gesamtausschlag, genügende hebende Kraft zu Beginn dieses Ausschlags, nicht zu hohe beim Abschluß desselben zu erfüllen. Dazu aber kommt noch eine besondere weitere Aufgabe. Unser Apparat nämlich entbehrt der Arretierung und es ist daher darauf Bedacht zu nehmen, daß der Apparat und seine Federung nicht Schaden leidet, wenn der Patient seine Hand aufs äußerste beugt. Mit andern Worten: als äußerste Beugestellung oder Abschlußstellung ist nicht diejenige anzusehen, welche noch leicht herstellbar und daher für den Gebrauch wertvoll ist, sondern jene noch darüber hinausliegende, welche bei stärkster

Anstrengung überhaupt noch hergestellt werden kann, d. h. bei der die stärkst innervierten Muskeln eben noch imstande sind, die widerstrebende Federung des Apparates zu überwinden. Bei besonders losen Gelenken kann es noch gelingen, eine Beugestellung von nahezu + 90° aktiv herzustellen, wenn keinerlei streckender Widerstand zu überwinden ist (vgl. erste Hälfte Tabelle 2). Aber nur bis zu einem Winkel von etwa 75° können die Beugemuskeln des Handgelenks erhebliche Kraft ausüben und das dann schon ziemlich kräftige Drehmoment unseres Apparates überwinden; nach Überschreitung dieses Winkels sinkt ihre Kraft ungemein rasch und ist bei + 80° schon sehr gering (vgl. § 30a S. 143). Der Winkel 75° ist daher der stärkste Beugewinkel, auf welchen wir unsern Apparat einrichten müssen, d. h. bei welchem eine Überanstrengung der Feder noch nicht statthaben darf. Dazu kommen dann noch etwa 25° Überstreckung, welche wir dem Patienten ermöglichen wollen, das macht also zusammen einen Gesamtausschlag von 75 + 25 = 100°, der vom Apparat verlangt wird.

Das geringste Drehmoment, mit welchem die Hand angehoben werden muß, setzen wir der im vorhergehenden Paragraphen angestellten Überlegung gemäß zu 4000 cm g an, also etwas niedriger als bei dem vorbesprochenen Modell RHa, indem wir annehmen, daß unser jetziges Modell RHb im allgemeinen von Rekonvaleszenten benutzt wird, welche nur ganz leichte Instrumente mit der kranken Hand zu heben brauchen. Das Drehmoment bei stärkster Beugung setzen wir fest, soll nicht über 6000 cm g betragen.

Somit haben wir also als gliedermechanische Anforderungen an unsern Apparat diese drei: $\breve{\varphi}_a - \breve{\varphi}_i = 100°$, $\breve{m}_i = 4000$ cm g, $\breve{m}_a = 6000$ cm g. Den Hebel, mit welchem unsre Federn an der Hand angreifen, gemäß Fig. 58 gemessen, können wir im Durchschnitt zu 9 cm annehmen. Die äußeren Abmessungen der Feder müssen wir so wählen, daß der Patient beim Gebrauch seiner Hand nicht erheblich behindert wird, und bestimmen demgemäß, daß der Windungsdurchmesser 1,3 cm, die Länge 3 cm nicht überschreiten soll. Aus diesen Angaben nun berechnen wir die erforderliche Drahtstärke zu $d = 0{,}16$ cm und den Grad der Hochbeanspruchung zu $\tau = 1{,}43$. Die Rechnung ist oben in § 70d durchgeführt worden.

In Wirklichkeit ist die Hochbeanspruchung noch etwas geringer, die Sachlage also noch etwas günstiger, da der Biegungswinkel unsrer Federn nach Maßgabe der Fig. 58b gemessen bei stärkster Beugung etwa 10° hinter dem Biegungswinkel des Handgelenks zurückbleibt. Denn die in jener Figur angenommene Lage der Drehachse der Federn ist von jener Drehachse etwas verschieden, welche die Federn bei dem in § 78b beschriebenen Biegeversuch aufweisen und welche bei richtig angelegtem Apparat mit der Drehachse des Handgelenks übereinstimmt. Daher brauchen wir, genau genommen statt 80° nur 70° als Winkelausschlag am Apparatengelenk beim Übergang der Hand von der Normalstellung zur stärksten Beugung zu rechnen.

Für die reziproke Weichheit der einzelnen Federn haben wir aus Tabelle 33 die Formel

$$\frac{m}{\varphi} = \frac{10^6\,\chi\,d^5}{l\,D\,\lambda} = \infty\ \frac{10^6 \cdot 0{,}16^5}{3 \cdot 1{,}3 \cdot 19/27} = 38{,}3 \text{ cm g}.$$

Die in Tabelle 36 S. 440 aufgezeichnete Prüfung eines fertigen Apparates zeigt bei höheren Winkelausschlägen, bei welchen die Stauchung nicht mehr mitspricht, eine reziproke Weichheit von

$$\frac{9020 - 6314}{90 - 45} = 60 \text{ cm g},$$

also etwas weniger als das Doppelte des für die einzelne Feder errechneten Wertes. Eigentlich sollten wir genau das Doppelte finden. Wenn wir es nicht tun, so rührt das zum Teil daher, daß auch das gerade Drahtende sich biegt und die Weichheit der Feder erhöht, was wir bei der Berechnung nicht berücksichtigt haben, vor allem aber daher, daß wir bei der experimentellen Prüfung des Apparates die Drehmomente am Handgelenk bestimmt haben, bei Berechnung der Federwirkung gemäß Fig. 58b aber die Drehmomente der Feder am Einspannort als Biegungsachse, und daß beide Achsen, wie eben schon erwähnt, nicht zusammenfallen. Wir drehen bei unsrer Prüfung um kleinere Winkelbeträge als die Berechnung voraussetzt und müssen somit eine größere Weichheit erhalten als diese erwarten läßt. Endlich wäre es möglich daß die unsrer Berechnung zugrunde gelegte Annahme, daß die Weichheit durch das Gestütztsein der Windungen auf die Hälfte vermindert wird, diese Verminderung etwas zu hoch einschätzt. Vgl. oben § 68k.

§ 91. Berechnung der Federung des Modells RHc.

a) Wir knüpfen unsre Überlegungen an jene an, welche wir über die Federung der beiden vorangehenden Modelle angestellt haben. Bei dem ersten Modell RHa hatten wir gleichmäßige Federung bei Beugung und Streckung dadurch erzielt, daß wir die als Zugkraft dienenden Schraubenfedern mit gegen Ende der Beugung sich stark verkleinerndem Hebel angreifen ließen. Dadurch wurde die durch das Auseinanderziehen der Feder bedingte Zunahme des Zugs in ihrem Einfluß auf das Drehmoment, das ja das Produkt von Zug mal Hebel darstellt, überkompensiert und so das Ziel erreicht, bei stärkster Beugung den Apparat mit der geringsten Kraft, d. h. mit ein wenig geringerer als bei stärkster Streckung wirken zu lassen. Den gleichen Kunstgriff wenden wir auch hier an. Aber wir können es bei diesem Auskunftsmittel nicht bewenden lassen, da hier die Verhältnisse schwieriger liegen.

Zunächst insofern, als wir bei diesem Apparat im Unterschied zu jenem erst besprochenen keine Begrenzung des Beugeausschlags durch Arretierung angebracht haben. Wir müssen daher damit rechnen, daß der Patient die Beugefähigkeit seines Handgelenks aufs äußerste ausnützt. Diese Möglichkeit überlegten wir schon bei dem zuletzt besprochenen Modell RHb. Den dort mitgeteilten Tatsachen gemäß nehmen wir an, daß der Patient im äußersten Fall das Handgelenk bis zu einem Beugewinkel von $+80°$ beugt und daß der dann statthabende Apparatenwinkel gleiche Größe hat. Andrerseits wollen wir dem Patienten eine Überstreckung von etwa $-25°$ ermöglichen. Somit verlangen wir von unserm Apparat im ganzen einen Ausschlag von $\varphi = 80 + 25 = 105°$, während wir von unserm ersten Apparat RHa bloß einen Winkel von 80° gefordert hatten.

Wir wollen nun bei unserm jetzigen Modell Federn von gleichem Draht- und Windungsdurchmesser wie bei jenem verwenden und auch den Angriffspunkt der Federn etwa gleich weit vom Drehpunkt entfernt legen. Dann zwingt uns das Mehr an Ausschlag, welches jetzt verlangt wird, die verfügbare Gesamtverkürzung zu vergrößern. Dies geschieht, indem wir die Federn länger und damit weicher machen. Wir verlängern die initiale Länge l_i von 9 auf 11,5 cm.

Dabei ist jedoch folgendes zu bedenken. Bei sehr großem Winkelausschlag wird der Hebel am Ende des Ausschlags so stark verkürzt, daß das Drehmoment stärker als erwünscht sich vermindert und die Kraft des Apparates zum Heben der Hand ungenügend werden kann. Diese Gefahr wird durch folgenden Umstand vermehrt.

b) Im Unterschied zu unserm ersten Apparat, bei welchem wir physiologische Lage der Apparatenachse hatten, liegt hier die Achse unphysiologisch, nämlich oberhalb des Handgelenks. Überlegen wir, inwiefern eine Veränderung des Drehmoments der Federung durch die unphysiologische Achsenlage bedingt ist! Denken wir uns die Hand des Patienten samt dem mit ihr zu einem unbeweglichen Ganzen verbundenen Handabschnitt des Apparates irgendwie fixiert und den Vorderarm gegen die Hand frei beweglich. Mit welchem Drehmoment m^* wird der Apparat den Vorderarm zu strecken suchen, falls in seinem eigenen Gelenk das Drehmoment m wirksam ist? Wie ein Blick auf Fig. 155 lehrt, mit dem Drehmoment $m^* = m \frac{R^*}{R}$, wenn R der Abstand des Apparatengelenks, R^* der Abstand des Handgelenks von dem Gurt ist welcher den Vorderarmstab des Apparates mit dem Vorderarm verbindet. Denn die vom Apparat und die vom Arm in diesem Gurt ausgeübten Kräfte müssen (entgegengesetzt) gleich sein, d. h. es muß gelten (unter Vernachlässigung der Vorzeichen): $p = p^*$. Nun ist $m = p R$ und $m^* = p^* R^*$, also

$$m^* = m \frac{R^*}{R} .$$

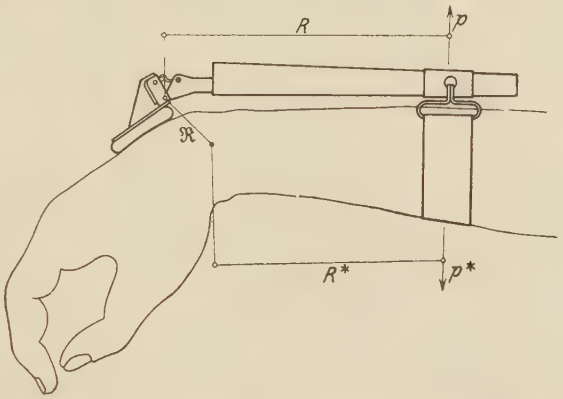


Fig. 155. Drehmoment am Apparatengelenk m und Drehmoment am Handgelenk m^* bei unphysiologischer Lage der Apparatenachse.

$$p = p^* ,$$
$$m = p R ,$$
$$m^* = p^* R^* = m \frac{R^*}{R} .$$

Diese letzte Gleichung gilt, wie eine einfache Überlegung lehrt, auch dann, wenn der Gurt schräg zu den durch R und R^* bezeichneten Hebeln liegt, vorausgesetzt, daß diese beiden Hebel immer einander parallel laufen.

Wäre nun der Gurt sowohl mit dem Apparat und seinem Gelenk wie mit dem Arm unverschieblich verbunden so würde das Verhältnis der Hebel $\frac{R^*}{R}$ immer dasselbe bleiben. Vermöge der an unserm Apparat angebrachten Verschiebungskorrektur aber verändert sich die Länge von R, indem bei zunehmender Beugung der Rahmen mit den Zugfedern aus der Hülse herausrollt, bei Streckung wieder in dieselbe zurückkehrt. Dagegen bleibt der Gurt am Arm annähernd an der gleichen Stelle liegen, R^* verändert sich also nicht wesentlich. Bei stärkst möglicher Streckung, d. h. bei der Initialstellung des Apparates ist R^* etwa gleich R, denn die Apparatenachse liegt dann ziemlich genau oberhalb (dorsal) von der Handgelenksachse. Mit zunehmender Beugung wächst R, und zwar, wenn wir den Beugungswinkel mit φ und den Abstand der beiden Achsen mit $\mathfrak{R}$ bezeichnen, um die Strecke $\mathfrak{R} \sin\varphi$, das Verhältnis $\frac{R^*}{R} = \frac{R^*}{R^* + \mathfrak{R} \sin\varphi}$ wird also kleiner, die Wirkung des Apparates auf das Handgelenk wird schwächer.

c) Nun ist ja eine solche Verringerung der Wirkung des Apparates bei zunehmender Beugung eben das, was wir wünschen, um dadurch die zunehmende

Zugkraft der Feder zu kompensieren. Aber wenn diese Verringerung noch zu der andern zuerst besprochenen durch die Verkürzung des Hebels bedingten und bei dem großen Gesamtwinkelausschlag unsres jetzigen Apparates recht erheblichen Verringerung hinzutritt, so wird es zuviel des Guten. Das am Ende der Beugung noch übrigbleibende Drehmoment des Apparates wird so gering, daß es zum Heben der Hand nicht mehr ausreicht, es sei denn, daß wir die Federn von vornherein schon kräftiger als nötig wirken lassen und in der das höchste Drehmoment aufweisenden Stellung eine übermäßig starke Wirkung in den Kauf nehmen.

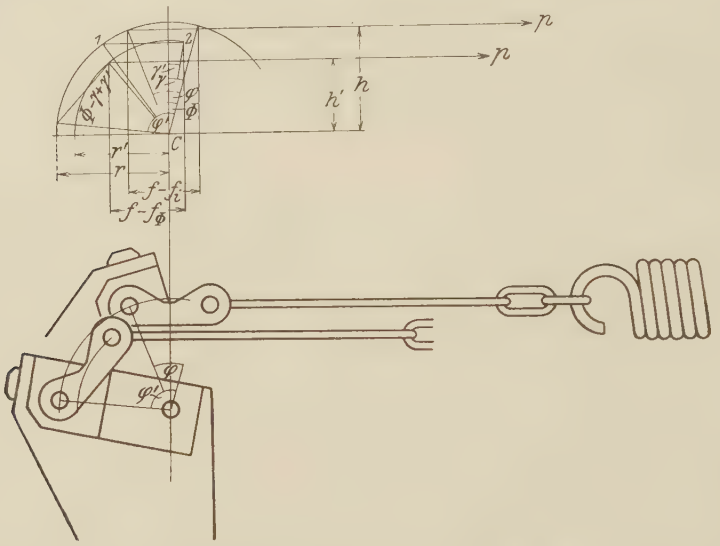


Fig. 156. Zur Mechanik des Modells RHc.

C Drehachse des Apparatengelenks. 1 und 2 Lage der Drehachsen des ersten Gliedes der Zugkette in dem Augenblick, wo es sich auflegt, d. h. beim Winkel Φ. f Federungsweg, d. i. Verlängerung der Zugfedern. Im Dreieck 1 *C* 2 gilt für den unteren Winkel:

$$\sphericalangle 1\,C\,2 = \Phi - \gamma + \gamma'$$

und für die Mittelsenkrechte durch *C*:

$$\frac{r}{\cos(\Phi-\gamma)} = \frac{r'}{\cos\gamma'}, \quad \text{also} \quad r' = r\,\frac{\cos(\Phi-\gamma)}{\cos\gamma'}.$$

Ferner ist

$$h = r\cos(\varphi-\gamma),$$
$$h' = r'\cos\left(\varphi'-\gamma-(\Phi-\gamma+\gamma')\right) = r'\cos(\varphi'-\Phi-\gamma'),$$
$$f-f_i = r\left(\sin\gamma+\sin(\varphi-\gamma)\right),$$
$$f-f_\Phi = r'\left(\sin\gamma'+\sin(\varphi'-\Phi-\gamma')\right).$$

Den Weg zur Abhilfe weist uns die Überlegung, welche wir im allgemeinen Teil (§ 66, Fig. 54) seinerzeit angestellt haben, daß die Apparatenfeder ebenso wie der Muskel am sich drehenden Gelenk entweder in der Richtung der Kreisbogensehne und daher mit wechselndem Hebel angreifen kann oder mit gleichbleibendem Hebel, indem die Muskelsehne sich wie die Kette auf einer Walze, wie das Seil auf einer Seiltrommel aufwickelt. Wir kombinieren beide Möglichkeiten zu einer Lösung auf mittlerer Linie, indem wir nur das erste Glied unsrer Zugkette, nachdem etwa die Mitte des Gelenksauschlags (Winkel Φ) erreicht ist, einen Stützpunkt finden und sich unbeweglich wie das aufgewickelte Seil auf der Walze festlegen lassen. Fig. 156 macht das anschaulich.

d) Durch diese Einrichtung wird allerdings die Gesamtverkürzung unsrer Federn abermals vermehrt. Der Gesamtlängenunterschied zwischen Abschlußstellung und Initialstellung beträgt nunmehr nach Ausweis der in Tabelle 38 (rechte Seite) durchgeführten Berechnung

$$f_a - f_i = (f_a - f_\Phi) + (f_\Phi - f_i) = 1{,}00 + 0{,}91 = 1{,}91 \text{ cm}.$$

Die gleiche Größe haben wir bei unserm Modell RHa zu 1,46 cm gefunden. Da wir aber die initiale Länge der Zugfedern l_i von 9 auf 11,5 cm vermehrt haben, so ist das Verhältnis der Gesamtverkürzung zur ursprünglichen Länge bei unserm neuen Modell fast dasselbe geblieben wie beim alten, denn $\frac{1{,}91}{11{,}5} = 0{,}166$ und $\frac{1{,}46}{9} = 0{,}162$. Daher ist auch der Beanspruchungsgrad nicht wesentlich

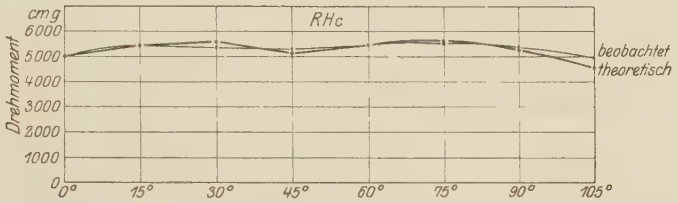


Fig. 157. Theoretisch vorgesehene und beobachtete Winkel-Momentenkurve des Handgelenk-Streckapparates Modell RHc gemäß Tabelle 38. Die Kurven zeigen gute Übereinstimmung zwischen Theorie und Beobachtung.

verändert; er berechnet sich auf $\tau = 0{,}84$. Wie haben also hier, was die Beanspruchung unsrer Federn anlangt, ähnlich günstige Verhältnisse wie wir sie bei jenem Modell fanden. Die Länge der unbeanspruchten Federn ist gegen jene des Modells RHa in gleichem Maß vergrößert wie die initiale Länge, beträgt also

$$l = 8{,}39 \cdot \frac{11{,}5}{9} = 10{,}72 \text{ cm}.$$

Die beistehende Tabelle 38 gibt die ausführliche Berechnung der von dem Apparat bei verschiedenen Winkelstellungen, die jeweils um 15° unterschieden sind, ausgeübten Drehmomente, welche für solche Leser, die sich eingehender in diese Dinge vertiefen wollen, Interesse haben dürfte. Die Berechnung baut sich auf folgenden Grundlagen auf. Wir bezeichnen den Winkel, bei welchem das erste Glied unsrer Zugkette sich selbständig zu drehen aufhört, mit Φ, den Drehungswinkel selber, solange er kleiner als Φ ist, mit φ sobald er diesen Betrag überschreitet mit φ', die entsprechenden Hebel, mit welchen die Zugkette angreift, mit h und h', die Abstände des Angriffspunktes der Zugkette (vgl. Fig. 54) von der Drehachse mit r und r', die Winkel, bei welchen die Hebel größten Wert haben und ihre Länge gleich dem Abstand des Angriffspunktes von der Achse ist, mit γ und γ'. Dann ergeben sich aus Fig. 156 die geometrischen Beziehungen:

$$h = r\cos(\varphi - \gamma),$$

$$h' = r'\cos(\varphi' - \Phi - \gamma'),$$

$$r' = r\frac{\cos(\Phi - \gamma)}{\cos\gamma'},$$

$$f - f_i = r\left(\sin\gamma + \sin(\varphi - \gamma)\right),$$

$$f - f_\Phi = r'\left(\sin\gamma' + \sin(\varphi' - \Phi - \gamma')\right).$$

Aus den Überlegungen, die wir bei der Berechnung des Modells RHa angestellt haben, entnehmen wir ferner die Gleichungen:

$$m = 2\,h\,p \quad \text{und} \quad p_i = \frac{2\,h_i}{m_i}\,.$$

Ferner erhalten wir durch leichte Umformung der dort und in § 70e entwickelten Gleichungen:

$$p - p_i = (f - f_i)\,\frac{p}{f}$$

und

$$\frac{p}{f} = \frac{\dfrac{10^8\,d^5}{D^3} + p_i}{l_i}\,.$$

Tabelle 38

Drehmomente des Handgelenk

am Apparatengelenk und am Handgelen

Erste Berechnung

Zahlenwerte: $\gamma = 15°$ $r = 1{,}2$ cm $\quad \mathfrak{R} = 3{,}5$ cm

$\gamma' = 15°$ $r' = r\,\dfrac{\cos(\Phi-\gamma)}{\cos\gamma'} = 1{,}07$ cm $\quad R^* = 16{,}5$ cm

$\Phi = 45°$ $l_i = 10{,}5$ cm $\quad p_i = \dfrac{m_i}{2\,h_i} = \dfrac{5000}{2\cdot 1{,}16} = 2155$ g

Vor dem Abliegen des ersten Gliedes der Zugkette

φ	$\varphi - \gamma$	$\cos(\varphi-\gamma)$	$\sin(\varphi-\gamma)$	$\sin\gamma + \sin(\varphi-\gamma)$	$r\cos(\varphi-\gamma) = h$	$r\,(\sin\gamma + \sin(\varphi-\gamma)) = f - f_i$	$(f-f_i)\frac{p}{f} = p - p_i$	$p - p_i + p_i = p$	$p\,h = \frac{m}{2}$
0°	− 15°	0,97	− 0,26	0	1,16	0	0	2155	2500
15°	0°	1,00	0	0,26	1,20	0,31	234	2389	2867
30°	+ 15°	0,97	+ 0,26	0,52	1,16	0,62	467	2622	3041
45°	+ 30°	0,87	+ 0,50	0,76	1,04	0,91	686	2841	2955

Nach dem Abliegen des ersten Gliedes der Zugkette

φ'	$\varphi' - \Phi - \gamma'$	$\cos(\varphi' - \Phi - \gamma')$	$\sin(\varphi' - \Phi - \gamma')$	$\sin\gamma' + \sin(\varphi' - \Phi - \gamma')$	$r'\cos(\varphi' - \Phi - \gamma') = h$	$r'\,(\sin\gamma' + \sin(\varphi' - \Phi - \gamma')) = f - f_\Phi$	$(f-f_\Phi)\frac{p}{f} = p - p_\Phi$	$p - p_\Phi + p_\Phi = p$	$p\,h' = \frac{m}{2}$
45°	− 15°	0,97	− 0,26	0	1,04	0	0	2841	2955
60°	0°	1,00	0	0,26	1,07	0,28	211	3052	3265
75°	+ 15°	0,97	+ 0,26	0,52	1,04	0,56	422	3263	3394
90°	+ 30°	0,87	+ 0,50	0,76	0,93	0,81	611	3452	3210
105°	+ 45°	0,71	+ 0,71	0,97	0,76	1,04	784	3625	2755

Endlich wählen wir die Zahlenwerte:

$$d = 0{,}125 \text{ cm}, \quad D = 0{,}745 \text{ cm}, \quad r = 1{,}2 \text{ cm}, \quad l_i = 10{,}5 \text{ cm},$$
$$m_i = 5000 \text{ cmg}, \quad \gamma = 15°, \quad \gamma' = 15°, \quad \Phi = 45°.$$

Die Umrechnung der an der Apparatenachse wirksamen Drehmomente auf die unter der Voraussetzung vollkommener Verschiebungskorrektur am Handgelenk wirkenden Momente vollführen wir mittels der Gleichungen:

$$m^* = m\frac{R^*}{R} \quad \text{und} \quad R = R^* + \Re \sin\varphi\,,$$

indem wir $R^* = 16{,}5$ cm und $\Re = 3{,}5$ cm setzen.

Die Ausrechnung zeigt, daß das Drehmoment, so wie wir es wünschen, im ganzen Umfang des Drehungsausschlags annähernd konstant bleibt um nur gegen Ende der Beugung allmählich etwas abzusinken. Ferner zeigt der Ver-

Tabelle 38.

Streckapparates Modell RHc

berechnet und gemessen, in cm, g (vgl. § 91 d).

Erste Berechnung

$$\frac{p}{f} = \frac{\frac{10^8 d^5}{D^3} + \frac{1}{4} p_i}{l_i} = \frac{\frac{10^8 (0{,}125)^5}{(0{,}745)^3} + \frac{1}{4} 2155}{10{,}5} = 754 \text{ g/cm}$$

Drehmoment am Apparatengelenk m	$\sin\varphi$	$\Re \sin\varphi$	$R^* + \Re \sin\varphi = R$	$\frac{R^*}{R}$	Drehmoment am Handgelenk $m\frac{R^*}{R} = m^*$
5000	0	0	16,5	1,000	5000
5734	0,26	0,91	17,41	0.948	5434
6082	0,50	1,75	18,25	0,904	5596
5910	0,71	2,49	18,99	0,869	5132
6530	0,87	3,05	19,25	0,844	5498
6788	0,97	3,40	19,90	0,829	5629
6420	1,00	3,50	20,00	0,825	5298
5510	0,97	3,40	19,90	0,829	4569

Messung auf Tabelle 36

Drehmoment am Apparatengelenk m	Handgelenk $m\frac{R^*}{R} = m^*$
5000	5000
5750	5450
5958	5384
6125	5324
6500	5487
6667	5527
6500	5362
6000	4975

Zweite Berechnung

Zahlenwerte: $\gamma' = 10°$, daher $r' = 1{,}06$, $l_i = 11{,}5$, daher $\frac{p}{f} = 688$ g/cm, die andern Werte sind dieselben wie nebenan

h'	$l - l_p$	Drehmoment am Apparatengelenk m	Drehmoment am Handgelenk m^*
		5000	5000
		5684	5388
		5990	5415
		5784	5026
1,04	0		
1,06	0,28	6302	5320
1,00	0,54	6306	5229
0,87	0,78	5774	4764
0,68	1,00	4720	3913

gleich mit den direkt gemessenen Werten eine befriedigende Übereinstimmung zwischen Theorie und Ausführung, was besonders auch durch die graphische Darstellung der errechneten Werte in Fig. 157 erhellt.

Am rechten Ende der Tabelle ist die Berechnung für zum Teil etwas geänderte Abmessungen des Apparates durchgeführt, wie ich sie künftig anwenden würde und der Werkstattzeichnung sowie den obigen Überlegungen in betreff der Federlänge zugrunde gelegt habe; das Absinken des Drehmoments gegen Ende der Beugung ist hier noch etwas ausgesprochener. Der Vergleich der beiderlei Werte macht zugleich anschaulich, wie man durch leichte Abänderung der Maße den mechanischen Charakter des Apparates nach Belieben zu gestalten in der Lage ist.

§ 92. Berechnung des Federung der Modells RHd.

An gliedermechanischen Anforderungen verlangen wir von unsrer Federung auf Grund der Tatsachen, welche wir bei Besprechung des Modells RHb erörterten, (§ 90) einen Gesamtausschlag $\tilde{\varphi}_a - \tilde{\varphi}_i = 100°$ und ein initiales Drehmoment beider Federn von zusammen 5000 cm g, jeder einzelnen also von $\tilde{m}_i = 2500$ cm g. Das abschließende Drehmoment soll, wenn nicht kleiner, dann doch wenigstens nicht viel größer sein als das initiale. Was die äußeren Abmessungen anlangt, so wünschen wir den Windungsdurchmesser nicht größer als 1,3 cm, damit der Wulst auf der Handbrücke nicht gar zu dick wird; die Länge jeder Feder darf nicht über 4,5 cm messen. Es gilt nun die Drahtstärke rationell zu wählen und dabei vor allem Sorge zu tragen, daß die Hochbeanspruchung, ohne welche wir leider nicht auskommen, sich wenigstens in möglichst niedrigen Grenzen hält.

Wir können annehmen, daß die Winkelausschläge des Apparatengelenks annähernd dieselben sind wie die des Handgelenks und also schreiben

$$\varphi_a - \varphi_i = 100° .$$

Wir können ferner annehmen, daß bei Streckstellung die Drehachse des Apparates über der Drehachse des Handgelenks liegt, also $m_i = \tilde{m}_i = 2500$ cm g ist. Bei zunehmender Beugung rückt die Apparatenachse auf der Hand nach vorn, infolgedessen wird das Drehmoment, welches am Arm wirkt, vermindert und beträgt am Ende der Beugung nur noch annähernd $\frac{4}{5}$ von dem Drehmoment, welches am Apparat wirkt. Wir haben diese Verhältnisse beim vorigen Apparat genau erörtert (§ 91 b). Es gilt also:

$$\tilde{m}_a = \infty \tfrac{4}{5} m_a .$$

Nun entnehmen wir unsrer Tabelle 33 die für die Drill-Schraubenfeder geltenden Gleichungen (indem wir den Faktor $\chi = 1$ setzen):

$$\frac{\varphi}{m} = \frac{167\, l\, D}{10^8\, d^5} ,$$

$$\varphi^{\circ} = 0{,}8\, \frac{l\, D}{d^2} .$$

Wir haben weiter (vgl. § 70 b):

$$\varphi_i = m_i \frac{\varphi}{m} ,$$

mithin

$$\varphi_a = (\varphi_a - \varphi_i) + \varphi_i = 100 + m_i \frac{\varphi}{m} ,$$

$$\left(\text{außerdem} \quad m_a = m_i + (m_a - m_i) = m_i + (\varphi_a - \varphi_i)\, \frac{m}{\varphi}\right) .$$

Endlich gilt für den Beanspruchungsgrad (§ 71):

$$\tau = \frac{\varphi_a}{\varphi^\dagger} = \frac{100 + m_i \frac{167\, l\, D}{10^8\, d^5}}{\frac{0{,}8\, l\, D}{d^2}} = \frac{125\, d^2}{l\, D} + \frac{209\, m_i}{10^8\, d^5} .$$

Indem wir unsre obigen Zahlenwerte: $m_i = 2500$ und $l\, D = 4{,}5 \cdot 1{,}3 = 5{,}85$ einsetzen erhalten wir:

$$\tau = 21{,}37\, d^2 + \frac{5225}{10^6\, d^3} .$$

Wir fragen nun, wie müssen wir den Drahtdurchmesser wählen, damit der Beanspruchungsgrad τ möglichst gering ausfällt? Die Antwort erhalten wir nach der Methode der Maxima und Minima, indem wir das Differential des Beanspruchungsgrades nach dem Drahtdurchmesser gleich Null setzen. Das ergibt

$$0 = 2 \cdot 21{,}27\, d - 3 \frac{5225}{10^6\, d^4} ,$$

$$d^5 = 0{,}206^5 .$$

Bei einer Drahtstärke von $d = 0{,}206$ cm also ist der Beanspruchungsgrad am geringsten, und zwar beträgt er

$$\tau = 21{,}37 \cdot 0{,}206^2 + \frac{5225}{10^6 \cdot 0{,}206^3} = 1{,}50 .$$

Das dabei stattfindende abschließende Drehmoment am Handgelenk berechnet sich auf

$$\tilde{m}_a = \backsim \frac{4}{5}\, m_a = \frac{4}{5}\left(m_i + (\varphi_a - \varphi_i)\, \frac{m}{\varphi}\right)$$

$$= \frac{4}{5}\left(2500 + 100\, \frac{10^8 \cdot 0{,}206^5}{167 \cdot 5{,}85}\right) = 5003 \text{ cm g}.$$

Das abschließende Drehmoment ist also ziemlich genau doppelt so groß wie das initiale. Wünschen wir es zu verringern, so können wir das durch Verkleinerung des Drahtdurchmessers erreichen, müssen aber dann einen höheren Beanspruchungsgrad in den Kauf nehmen. Ich habe den Drahtdurchmesser 0,18 cm gewählt. Für diesen ergibt sich:

$$\tau = 1{,}59 \quad \text{und} \quad \tilde{m}_a = \backsim 3548 \text{ cm g}.$$

Das abschließende Drehmoment übersteigt also das initiale nur noch um 42%. Noch günstigere Ergebnisse in mechanischer Hinsicht erhält man natürlich, wenn man sich nicht scheut, den Windungsdurchmesser zu vergrößern und damit den Wulst auf der Handbrücke noch dicker zu machen.

Die in Tabelle 36 durchgeführte Prüfung eines fertigen Apparates zeigt einen mittleren Wert der reziproken Weichheit

$$\frac{m}{\varphi} = \frac{8307 - 5680}{75^\circ - 15^\circ} = 43{,}8 \text{ cm g}$$

statt des aus unsrer Formel der Tabelle 33 sich berechnenden Wertes

$$\frac{m}{\varphi} = 2 \cdot \frac{10^8\, d^5}{167\, l\, D} = \frac{2 \cdot 10{,}^8\, 0{,}18^5}{167 \cdot 4{,}5 \cdot 1{,}3} = 38{,}7 \text{ cm g}.$$

Der Unterschied zwischen den beiderlei Werten könnte daher rühren, daß bei der Prüfung des Apparates die äußeren Windungen der Federn mit zunehmender Beugung sich dem Angriffspunkt des Prüfgewichtes, das wir etwa am Ende des Vorderarmstabes angehängt haben, nähern, der Hebel, mit dem dieses auf sie wirkt also abnimmt, welchen Umstand unsre Ausrechnung der Versuchsergebnisse außer acht läßt, indem sie einen konstanten Wert des Hebels annimmt. Außerdem dürfte die durch die Aufbringung der Federn auf der gewölbten Handbrücke bedingte Biegung der Federachsen als eine Art Versteifung wirken und die Weichheit vermindern.

§ 93. Berechnung der Federung des Modells RHv und RHvv.

Die Berechnung der Federung bei diesem Modell bietet deswegen besondere Schwierigkeiten, weil der Apparat recht verschieden angelegt werden kann und weil er, einmal angelegt, bei ausgiebigen Beugebewegungen im Handgelenk, wie sie besonders die Variante Modell RHvv zuläßt, seine Lage stark verschiebt. Man könnte versuchen, die einzelnen möglichen Lagen genauer zu ermitteln und ihre Mechanik zu berechnen. Wir wollen uns jedoch mit einem weniger mühsamen summarischen Verfahren begnügen.

An Hand der Fig. 58 ist zunächst leicht einzusehen, daß das (unechte) Apparatengelenk, wie wir es gemäß Fig. 80 bei einer an drei Stellen gehaltenen Biegefeder, die ja unsre federnde Latte darstellt, annehmen, erheblich proximalwärts vom Handgelenk liegt. Gemäß den bei Berechnung des Modells RHc angestellten und in Fig. 155 veranschaulichten Überlegungen ist daher das Drehmoment, welches auf das Handgelenk ausgeübt wird, erheblich geringer als das im Apparatengelenk gemäß Fig. 80. Ich schätze, daß das erstere nur etwa $^2/_3$ des letzteren beträgt. Ferner läßt sich aus der Fig. 158 abnehmen, daß die Winkelausschläge im Apparatengelenk bei starker Beugung wesentlich hinter denen im Handgelenk zurückbleiben. Ich schätze, daß bei der stärkstmöglichen Beugung der Unterschied wenigstens 10° betragen mag.

Was nun die gliedermechanischen Anforderungen anlangt, so wollen wir aus Gründen, wie wir sie bei Modell RHb besprachen (§ 90), einen Gesamtausschlag von $\breve{\varphi}_a - \breve{\varphi}_i = 80°$ möglich machen und verlangen ein initiales Drehmoment von $\breve{m}_i = 5000$ cm g, lassen ein abschließendes Drehmoment von $\breve{m}_a = 17500$ cm g zu. Letzteres Drehmoment scheint hoch und es ist anzunehmen, daß stark geschwächte Beugemuskeln, wie wir sie bei unsren Patienten oft begegnen, es nicht überwinden können. Aber das wäre kein großer Schade, wenn der Patient die äußersten Beugestellungen nicht begehen könnte. Bei andern Apparaten mußten wir auf diese Stellungen deshalb besonderes Gewicht legen, weil sie erst dem Patienten eine ausreichende Greifweite ermöglichten. Bei diesem Apparat dagegen kann der Patient dadurch, daß er den Apparat nach vorn (distalwärts) verschiebt, die Anhebung der Finger so wirksam gestalten, daß er auch bei wenig gebeugtem Handgelenk ausreichende Greifweite erzielt. Diese Erschwerung und Einschränkung der Beugemöglichkeit rechtfertigt auch, daß wir oben für den Gesamtausschlag einen geringeren Wert in Rechnung gestellt haben als wir es früher bei Modell RHb und andern taten.

Den angegebenen Werten am Leibesgelenk entsprechen am Apparatengelenk gemäß unsrer obigen Überlegung die Werte:

$$\varphi_a - \varphi_i = \breve{\varphi}_a - \breve{\varphi}_i - 10° = 80° - 10° = 70°,$$

$$m_i = \tfrac{3}{2}\,\breve{m}_i = \tfrac{3}{2} \cdot 5000 = 7500 \text{ cm g},$$

$$m_a = \tfrac{3}{2}\,\breve{m}_a = \tfrac{3}{2}\,17500 = 26250 \text{ cm g}.$$

Unsre Apparatenfeder stellt eine an drei Orten gehaltene Biegefeder (§ 68 l) dar. Die beiden Halbfedern, in welchen wir unsre Feder uns zwecks Berechnung ihrer Wirkung zerlegt denken, sind die distale etwa 13, die proximale etwa 11 cm lang. Die distale stellt ein gestuftes Blattfederwerk dar, die proximale ein Mittelding zwischen einem gestuften und einem aus gleichen Rechteckfedern zusammengesetzten Blattfederwerk, da die Hälfte der Blechstreifen bis nahezu zum hinteren Ende durchgeführt ist, die Endigungen der andern Hälfte über die Länge der Feder gleichmäßig verteilt sind. Wir werden bei Berechnung dieser Halbfeder daher Werte annehmen dürfen, welche in der Mitte liegen zwischen denen, die für ein gestuftes, und denen die für ein ungestuftes Blattfederwerk gelten. Das heißt, wir haben für diese Halbfeder als zulässigen Winkelausschlag (Tabelle 33)

$$\varphi''^{\dagger} = 0{,}11\,\frac{l''}{h}$$

und für die erste Halbfeder

$$\varphi'^{\dagger} = 0.09\,\frac{l'}{h}\,,$$

ferner für die Weichheit

$$\left(\frac{\varphi}{m}\right)' = 104\,\frac{l'}{10^9\,n\,b\,h^3}\,,$$

$$\left(\frac{\varphi}{m}\right)'' = 130\,\frac{l''}{10^9\,n\,b\,h^3}$$

und also

$$\left(\frac{\varphi}{m}\right)'\left(\frac{\varphi}{m}\right)'' = \frac{104}{130}\,\frac{l'}{l''} = \frac{104}{130}\,\frac{13}{11} = \frac{104}{110}\,.$$

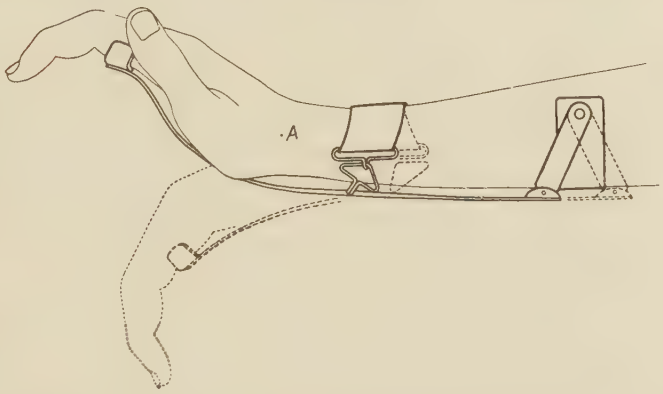


Fig. 158. Zur Mechanik des Modells RHvv. *A* Beugeachse des Handgelenks. Die Drehachse der federnden Latte ist gemäß Fig. 80 am mittleren Befestigungspunkt (Haken des Gurts) anzunehmen, liegt also wesentlich hinter der Achse des Handgelenks. Die Biegungswinkel der Latte sind daher kleiner als jene des Handgelenks.

Sodann gilt für den zulässigen Ausschlag der ganzen Feder

$$\varphi'^{\dagger}\left(1+\left(\frac{\varphi}{m}\right)''\left(\frac{\varphi}{m}\right)'\right) \geqq \varphi^{\dagger} \leqq \varphi''^{\dagger}\left(1+\left(\frac{\varphi}{m}\right)'\left(\frac{\varphi}{m}\right)''\right).$$

Indem wir die Zahlenwerte $l' = 13$, $l'' = 11$ cm einsetzen, erhalten wir:

$$0{,}09\,\frac{13}{h}\left(1+\frac{110}{104}\right) \geqq \varphi^{\dagger} \leqq 0{,}011\,\frac{11}{h}\left(1+\frac{104}{110}\right),$$

$$\frac{2{,}40}{h} \geqq \varphi^{\dagger} \leqq \frac{2{,}35}{h}\,,$$

$$\varphi^{\dagger} = \frac{2{,}35}{h}\,.$$

Wir haben ferner: $m^{\dagger} = m'^{\dagger} = m''^{\dagger}$ und gemäß Tabelle 33: $m^{\dagger} = 8 \cdot 10^5\,n\,b\,h^2$. Sodann gilt (§ 69) $\varphi_a = \tau\,\varphi^{\dagger}$, $m_a = \tau\,m^{\dagger}$ und (§ 70 b):

$$\varphi_a = m_a\,\frac{\varphi_a - \varphi_i}{m_a - m_i}\,.$$

Durch Kombination dieser Gleichungen erhalten wir leicht:

$$\tau = \frac{m_a}{8 \cdot 10^5 \, n \, b \, h^2},$$

$$\tau \, h^2 = \frac{m_a}{8 \cdot 10^5 \, n \, b},$$

ferner

$$\frac{\tau}{h} = \frac{1}{2{,}35} \, m_a \frac{\varphi_a - \varphi_i}{m_a - m_i},$$

und aus diesen beiden Gleichungen:

$$\tau^3 = \frac{m_a^3}{44 \cdot 10^5 \, n \, b} \left(\frac{\varphi_a - \varphi_i}{m_a - m_i} \right)^2,$$

$$h^3 = \frac{294}{10^8 \, n \, b} \frac{m_a - m_i}{\varphi_a - \varphi_i}.$$

Die beiden letzt erhaltenen Gleichungen setzen die gegenseitige Abhängigkeit der gliedermechanischen Anforderungen, der gewählten Abmessungen und der Hochbeanspruchung nach jeder Richtung ins Licht. In Berücksichtigung derselben und auf Grund praktischer Erwägungen habe ich folgende Abmessungen gewählt:

$$n = 8, \quad b = 1{,}8 \text{ cm},$$

$$h = 0{,}038 \text{ cm}.$$

Daraus ergibt sich:

$$\tau = \frac{m_a}{8 \cdot 10^5 \cdot n \, b \, h^2} = \frac{26250}{8 \cdot 10^5 \cdot 8 \cdot 1{,}8 \cdot 0{,}038^2} = 1{,}58,$$

$$\frac{m}{\varphi} = \frac{m_a - m_i}{\varphi_a - \varphi_i} = \frac{10^8 \, n \, b \, h^3}{294} = \frac{10^8 \cdot 8 \cdot 1{,}8 \cdot 0{,}038^3}{294} = 269 \text{ cm g}.$$

Die Prüfung des Apparates in Tabelle 36, S. 441 zeigt bei einem Winkelausschlag von 15° eine reziproke Weichheit $\frac{m}{\varphi} = \frac{4590}{15^\circ} = 306$ cm g, die bei stärkerem Ausschlag erheblich größer wird. Der Unterschied zwischen dem berechneten und dem beobachteten Wert dürfte hauptsächlich bedingt sein durch die Verdrehung des distalen Endes der Latte im Sinn der Supination, die wir angebracht haben, um eine radial abduzierende Wirkung neben der streckenden zu erzielen und die in unsrer theoretischen Formel keine Berücksichtigung findet.

§ 94. Berechnung und Herstellung der Federungen der Modelle RFf und RDf.

Bei unsren Handgelenk-Streckapparaten fanden wir die erforderliche Stärke der Federung, indem wir das Drehmoment berechneten, welches nötig ist, um das Gewicht der Hand anzuheben. Das Drehmoment erhielten wir durch Multiplikation dieses Gewichts mit dem Abstand des Schwerpunkts von der Drehachse. Dies Gewicht sahen wir in § 88, beträgt etwa 533 g, der Abstand 5,5 g, das Drehmoment also etwa 3000 cm g. Bei den vier Fingern liegt die Sache weniger einfach. Versuchen wir zunächst eine analoge Berechnung! Da Gewichts- und Schwerpunktsbestimmungen seitens der Anatomen hier nicht gemacht sind, so müssen wir uns mit Schätzungen behelfen. Ich fand an einer normalen Hand durch die Methode der Wasserverdrängung das Volumen der ganzen Hand zu

332 ccm, das Volumen der vier Finger samt dem Randteil der Hand (§ 82a) bis zur Achse der Grundgelenke gleich 132 ccm. Danach dürfen wir wohl das von unserm Vierfinger-Streckapparat anzuhebende Gewicht schätzen auf durchschnittlich

$$p = 533 \frac{132}{332} = 212 \text{ g}.$$

Den Abstand des Schwerpunkts von der Grundgelenksachse schätze ich auf 5 cm, das erforderliche Drehmoment würde mithin etwas über 1000 cm g betragen.

Die Erfahrung hat mich belehrt, daß wir in Wirklichkeit unsern Apparaten ein bedeutend höheres Drehmoment geben müssen, wenn der Patient befriedigt und zu einigermaßen vollständiger Streckung der Finger, so wie er sich das wünscht, befähigt werden soll. So leistet beispielsweise der in Tabelle 37, S. 443 beschriebene und praktisch erprobte Apparat ein Gesamtdrehmoment bei gerade gestreckten Fingern von 960 + 1360 + 880 + 600 = 3800 cm g. Die Ursachen dieser bedeutenden Mehranforderung dürften mehrfache sein. Erstens spielt wohl die Reibung in den Leibesgelenken, welche unser Apparat überwinden muß, bei den Fingern eine verhältnismäßig größere Rolle als bei dem Handgelenk, bei welchem wir sie ganz vernachlässigen konnten. Sodann kommt gegen Ende des Gelenkausschlags — und eben dies Ende wünscht der Patient durch den Apparat erreichen zu können — der wohl nicht unerhebliche Widerstand der Weichteile hinzu, vor allem aber in vielen Fällen mehr oder weniger ausgesprochene Gelenksteifigkeiten. Endlich ist zu bedenken, daß der Patient, wenn er seine Finger völlig strecken will, seine kurzen Handmuskeln anspannen muß, um auf die Interphalangealgelenke energisch einzuwirken. Diese kurzen Muskeln aber üben am Grundgelenk eine Beugewirkung aus, welche der Streckwirkung unsres Apparates entgegenarbeitet (vgl. § 36 Ende).

Die Erfahrung lehrt weiter, daß die Höhe des erforderlichen Drehmoments von Fall zu Fall stark wechselt, was nicht wundernehmen kann, da die Gelenksteifigkeit eine individuell sehr verschiedene Größe darstellt. Wir müssen daher in jedem einzelnen Fall die Stärke eigens ausprobieren, indem wir mit dem Dynamometer das zur Anhebung erforderliche Drehmoment bestimmen oder indem wir verschieden starke Apparate versuchsweise anlegen lassen.

In allen Fällen aber bleibt eine Anforderung von größter Wichtigkeit: die Federung muß so weich sein, daß sie die Beugung nicht behindert. Gerade in diesem Punkt waren die bisherigen mir bekannt gewordenen Apparate sehr unvollkommen. Unser Apparat in Tabelle 37 zeigt bei Beugung bis zu +90° ein Drehmoment von 1280 + 1720 + 1200 + 960 = 5160 cm g, also eine Zunahme gegen das Drehmoment bei gerader Streckung von 5160 — 3800 = 1360 cm g, oder $\frac{1360}{3800} = 36\%$. Da die Grundgelenke aber nicht bis 90°, sondern höchstens bis 75° gebeugt werden, so beträgt das Mehr an Kraft, welches bei engstem Faustschluß durch die beugenden Antagonisten aufzubringen ist nur $36 \cdot \frac{75}{90} = 30\%$.

Dieses günstige Ergebnis danken wir unsern früher (§ 67) besprochenen gerollten Flachwickel-Blattfedern. Über die Herstellung und Dimensionierung dieser Federn ist folgendes zu sagen. Die Flachwickelfeder wird mit geeigneten Zangen aus hartem Stahldraht gebogen, der in langen, geraden Strecken und kurzen Kehrwindungen hin- und hergeführt wird. Bei jeder Kehre wird zugleich eine Winkeldrehung im Sinn der Rollung der Gesamtfeder ausgeführt. Diese Drehung soll durchschnittlich 20° betragen. Danach wird im Verlauf von etwa

18 Kehren eine Rollung zum vollen Kreis von $18 \cdot 20° = 360°$ erreicht, und 36 Windungen würden eine doppelte Kreisrollung bewirken. In Wirklichkeit kommt so starke Rollung nicht zustande, da die beiden Enden der Feder gegeneinander schlagen, und wenn sie zustande kommt, wird sie jedenfalls aufgehoben sobald beide Enden in den Blechverkröpfungen gefaßt sind, mit welchen wir sie umkleiden, um sie weiter festmachen zu können. Dann ist nur noch eine Rollung von etwa einem halben Vollkreis = 180° möglich, wobei beide Verkröpfungen sich aneinanderlegen. Wird nun der fertige Apparat angezogen, so findet Streckung bis 0° statt und endlich bei stärkster Beugung der Finger eine Rollung im entgegengesetzten Sinn bis 75°.

Stets hat dabei eine erhebliche Hochbeanspruchung statt, wie folgende Überlegung ergibt. Bei unserm Vierfinger-Streckapparat der Tabelle 37 berechnet sich die reziproke Weichheit für den Zeigefinger auf

$$\frac{m}{\varphi} = \frac{1040 - 240}{+90° - -180°} = 2{,}96 \text{ cm g}.$$

Das bei der Stellung 0° des Apparates beobachtete Drehmoment $m = 760$ cm g entspricht also einer Rollung der Flachwickel-Blattfeder um den Winkel

$$\varphi = m \cdot \left(\frac{\varphi}{m}\right) = \frac{760}{2{,}96} = 257°.$$

Bei stärkster Beugung dreht sich das Grundgelenk von der Streckstellung 0° auf etwa 75° und somit wird von der Apparatenfeder eine Gesamtrollung von $257° + 75° = 332°$ verlangt. Da unsre Feder eine an drei Stellen gehaltene Biegefeder (§ 681) darstellt, deren beide Hälften genau einander gleich sind, so ist der zulässige Winkelausschlag der Gesamtfeder doppelt so groß wie der jeder der beiden Halbfedern, aus welchen wir sie zusammengesetzt denken, und wir haben also gemäß Tabelle 33 für die Flachwickelfeder:

$$\varphi^\dagger = 2\,\varphi_I^\dagger = 2\,\varphi_{II}^\dagger = 2 \cdot 0{,}36 \frac{n\,b\,\lambda}{d}$$

und für die Blattfeder:

$$\varphi^\dagger = 2\,\varphi_I^\dagger = 2\,\varphi_{II}^\dagger = 2 \cdot 0{,}26 \frac{l\,\lambda}{h}.$$

Die Länge l unsrer Halbfeder beträgt $2{,}5/2 = 1{,}25$ cm, die Breite b 1,7 cm, die Windungszahl n 19; der Drahtdurchmesser d ist 0,09 cm und die Blechstärke h 0,008 cm (siehe Fig. 145). Der Hebel r mißt 4 cm und der Faktor λ beträgt folglich

$$\lambda = 1 - \frac{l}{r} + \frac{1}{3}\left(\frac{l}{r}\right)^2 = 1 - \frac{1{,}25}{4} + \frac{1}{3}\left(\frac{1{,}25}{4}\right)^2 = 0{,}72.$$

Diese Zahlen einsetzend, erhalten wir für die Flachwickelfeder:

$$\varphi^\dagger = 2 \cdot 0{,}36 \frac{19 \cdot 1{,}7 \cdot 0{,}72}{0{,}09} = 186°$$

und für die Blattfeder:

$$\varphi^\dagger = 2 \cdot 0{,}26 \frac{1{,}25 \cdot 0{,}72}{0{,}008} = 58{,}5°.$$

Der Beanspruchungsgrad, d. i. das Verhältnis des höchsten verlangten Winkelausschlags zum zulässigen Ausschlag unsrer Formeltafel beträgt also für die Flachwickelfeder:

$$\tau = \frac{332}{186} = 1{,}78$$

und für die Blattfeder:

$$\tau = \frac{323}{58{,}5} = 5{,}68 \,.$$

Der Beanspruchungsgrad für die Flachwickelfeder hält sich noch innerhalb der früher von uns als erlaubt erkannten Grenzen (§ 69). Der Wert für die Blattfeder geht allerdings über diese Grenzen wesentlich hinaus. Aber dies ist deswegen ohne Bedenken und für die Güte der gesamten Feder nicht maßgebend, weil ihre Federkraft im wesentlichen durch die Flachwickelfeder geliefert wird und die Blattfeder nur die Aufgabe hat, unerwünschte Drillung zu verhindern. Daher schadet es nicht, wenn sie dauernde Verbiegungen erleidet oder durch Formierung, d. i. Anpassung an die verlangte Biegung (§ 69) an federnder Wirkung etwas verliert. Tatsächlich aber werden sogar noch stärkere Durchbiegungen von dem vorzüglichen Pendelblech, aus welchem unsre Blattfedern geschnitten sind, ohne dauernde Verbiegungen vertragen. Das beweist die in Tabelle 35 Ende mitgeteilte Prüfung einer Flachwickel-Blattfeder, wie wir sie für den Daumen verwenden. Hier haben wir eine tatsächliche Biegung von 315°, eine zulässige Beanspruchung gemäß Tabelle 33 von

$$\varphi^{\dagger} = 0{,}26\,\frac{l\,\lambda}{h} = 0{,}26\,\frac{2{,}6 \cdot 0{,}749}{0{,}01} = 50{,}6°,$$

also einen Beanspruchungsgrad von

$$\tau = \frac{315}{50{,}6} = 6{,}22 \,.$$

Fassen wir statt des Zeigefingers den Mittelfinger unsres Vierfinger-Streckapparates der Tabelle 37 ins Auge, so finden wir etwas ungünstigere Beanspruchungsverhältnisse, die aber deswegen nichts zu sagen haben, weil das Drehmoment hier offenbar im Verhältnis zu dem des Zeigefingers übermäßig groß ist, es also nichts schaden würde, wenn durch Formierung der Flachwickelfeder ein Teil der biegenden Kraft verloren ginge.

Die reziproke Weichheit der Flachwickel-Blattfeder am Zeigefinger ergab sich uns oben aus den Messungen der Tabelle 37 zu

$$\frac{m}{\varphi} = 2{,}96 \text{ cm g}.$$

Wir berechnen dieselbe Größe theoretisch unter Berücksichtigung des Umstandes, daß wir es mit einer kombinierten Feder zu tun haben, die aus zwei nebeneinandergeschalteten Teilfedern aufgebaut ist, deren jede selbst wieder eine an drei Stellen gehaltene Biegefeder darstellt, die wir uns in zwei gleichgebaute Halbfedern zerlegt denken können. Die reziproke Weichheit der Biegefeder ist dann halb so groß wie die jeder Halbfeder (§ 68e, l). Wir haben also:

$$\frac{m}{\varphi} = \frac{1}{2}\left(\frac{m}{\varphi}\right)_F + \frac{1}{2}\left(\frac{m}{\varphi}\right)_B = \frac{1}{2}\,\frac{10^8\,d^4}{73\,n\,b\,\lambda} + \frac{1}{2}\,\frac{10^8\,b\,h^3}{31\,l\,\lambda}$$

$$= \frac{10^8 \cdot 0{,}09^4}{2 \cdot 73 \cdot 19 \cdot 1{,}7 \cdot 0{,}72} + \frac{10^8 \cdot 1 \cdot 0{,}008^3}{2 \cdot 31 \cdot 1{,}25 \cdot 0{,}72}$$

$$= 2{,}04 + 0{,}92 = 2{,}96 \text{ cm g},$$

mithin Übereinstimmung zwischen Beobachtung und Theorie.

§ 95. Berechnung der Federung des Modells RDs.

Der verlangte Gesamtwinkelausschlag bei der Streckung des Daumens im Wurzelgelenk beträgt nicht mehr als 30°, das erforderliche initiale Drehmoment nach meiner Erfahrung, falls keine Gelenksteifigkeiten bestehen, durchschnittlich 1000 cm g. Ausschlag und Drehmoment im anatomischen Gelenk und im Apparatengelenk können wir gleichsetzen. Nun gilt gemäß § 69, 70 (vgl. auch § 92) für das abschließende Drehmoment und für den Beanspruchungsgrad:

$$m_a = m_i + (\varphi_a - \varphi_i) \frac{m}{\varphi} .$$

$$\tau = \frac{m_a}{m^{\dagger}} .$$

Ferner haben wir gemäß Tabelle 33 für die dicht gewickelte Drill-Schraubenfeder

$$\frac{m}{\varphi} = \infty \frac{10^8 d^5}{167 l D} ,$$

$$m^{\dagger} = 5 \cdot 10^5 d^3 .$$

Indem wir den Drahtdurchmesser unsrer Feder $d = 0{,}125$ cm, den Windungsdurchmesser $D = 1$ und die Länge $l = 3$ cm wählen und in obige Gleichungen einsetzen, erhalten wir:

$$m_a = 1000 + 30 \cdot \frac{10^8 \cdot 0{,}125^5}{167 \cdot 3 \cdot 1} = 1183 \text{ cm g},$$

$$\tau = \frac{1183}{5 \cdot 10^5 \cdot 0{,}125^3} = 1{,}21$$

Die eben errechneten Werte bleiben unverändert, wenn wir den Durchmesser der Federwindungen verkleinern, die Länge aber in gleichem Maße vermehren. So verwenden wir in Kombination mit dem Handgelenk-Streckapparat Modell RHd eine Daumenfeder von nur 0,7 cm Durchmesser (von Drahtmitte zu Drahtmitte) aber reichlich 4 cm Länge. Beschränken wir unter Beibehaltung dieses geringeren Durchmessers die Länge auf 3 cm, so erhalten wir für m_a den Wert 1261 und für τ den Wert 1,29, also Werte, die auch noch als gut zulässig zu bezeichnen sind.

Geschichtliche Übersicht der zur Zeit vorhandenen Apparate.

§ 96. Prothesen für das Handgelenk.

Nachstehende Übersicht über die bisher veröffentlichten Radialisprothesen einschließlich unsrer hier neu mitgeteilten Modelle beansprucht nicht eine gründliche Schilderung und Würdigung der einzelnen Konstruktionen zu geben; dazu bedürfte es einer weit eingehenderen Darstellung, welche bei der großen Zahl dieser Apparate und der Unmenge der zu besprechenden Einzelheiten und der häufigen Wiederkehr derselben Unzulänglichkeiten die Geduld des Lesers auf eine harte Probe stellen würde, ohne ihn schließlich wesentlich zu fördern. Vielmehr beabsichtige ich nur die in den verschiedenen Apparaten verwirklichten konstruktiven Gedanken und ihre Entwicklung in kurzer Zusammenfassung aufzuzeigen,

wobei unter Entwicklung weniger das geschichtliche Hintereinander als die logische Folge und der begriffliche Zusammenhang zu verstehen ist. Ich lege der Darstellung unsre frühern allgemeinen Überlegungen über die Prinzipien, nach welchen Lähmungsprothesen überhaupt gefertigt werden können (§ 65), zugrunde. Im übrigen verweise ich den Leser auf die Zusammenstellung von Stützen bei Radialislähmungen, welche Radike, Schlesinger und Volk neustens im Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder gegeben haben; sie ist insbesondere dadurch wertvoll, daß zahlreiche anderweitig nicht veröffentlichte Apparate darin beschrieben werden.

Wir fassen zunächst nur die Hilfe ins Auge, welche dem gelähmten Handgelenk gebracht wird, und lassen die den Fingern geltenden Bemühungen einstweilen außer Betracht.

a) Starre Apparate. Die nächstliegende Idee ist, das am meisten in die Augen springende Symptom, das auffällige und unschöne Herabhängen der „Tropfhand" und die damit verbundenen Übelstände, als da sind die sekundären Veränderungen an Muskeln und Gelenken (Köhler u. a.) und die verminderte Kraft des Faustschlusses, durch einen die Hand hochhaltenden Apparat zu beseitigen, und zu diesem Zweck Vorderarm und Mittelhand in Streckstellung gegeneinander zu fixieren. Die einfachste, d. h. am wenigsten Nachdenken erfordernde konstruktive Verwirklichung dieser Idee bietet eine die beiden Gliedmaßen gleichmäßig umschließende feste Hülse, wie sie dem Chirurgen von den fixierenden Verbänden her, mit denen er erkrankte Glieder stillzulegen pflegt, geläufig ist. So kommen wir zu der Vorderarm und Hand einschließenden Walklederhülse, dem ältesten, aber noch immer von vielen Autoritäten bevorzugten Apparat. Die durch die starre Anhebung des Gelenks verminderte Greifweite drängt dazu, weitere die Finger streckende Vorrichtungen anzubringen und für diese bietet die Hülse eine willkommene solide Basis. Vgl. die Apparate von Mathieu, Heusner, Vulpius (Fig. 159), Hildebrands erste Lösung.

Aber die großen Übelstände, welche die völlige Stillegung des Handgelenks mit sich bringt und die wir früher (§ 74) des genaueren besprachen, können auf die Dauer nicht verborgen bleiben. Sie sind bei der Walklederhülse noch dadurch erschwert, daß auch die Beweglichkeit der Finger und der Faustschluß durch die in der Hohlhand liegenden harten Ledermassen stark beeinträchtigt werden. Wir sehen daher zunächst das Bestreben, diese Ledermenge zu verringern. Es wird von dem vorderen Ende des Lederpanzers soviel abgeschnitten, als ohne Gefährdung des beabsichtigten Endzweckes der Handgelenkstreckung entbehrt werden kann, und so die Walklederhülse auf einen die Hohlhand stützenden Sporn reduziert: Radikes erste Lösung (Fig. 160) Hasebroek, Beckmanns erste Lösung, und endlich sehen wir aus dem Sporn eine frei aus der Lederhülse des Vorderarms hervorragende Plattform werden: Dörrs erste Lösung (Fig. 161, vgl. auch oben § 83e, Fig. 136).

Dieser Gedanke folgerichtig zu Ende gedacht führt schließlich dazu, von dem ganzen Panzer überhaupt nur noch die mechanisch notwendigen

Teile stehenzulassen, d. h. die erforderlichen drei Auflagestellen (§ 65) und ein sie verbindendes Gerüstwerk, das im wesentlichen aus einem vom Vorderarm zur Hand laufenden Stab besteht. Dieser kann auf der Streckseite oder auf der Beugeseite oder auch seitlich in doppelter Ausführung, ulnar und radial angebracht werden. Als Beispiel solcher einfachen Stabschienen seien die Apparate von STAFFEL (Fig. 162), BIESALSKI, NIKOLAI, LAQUEUR (FLAKE), ENGELMANN, LANGEMAK genannt, letztere drei bloß als vorläufige Behelfe gedacht, sowie zwei von MUSKAT angegebene Konstruktionen.

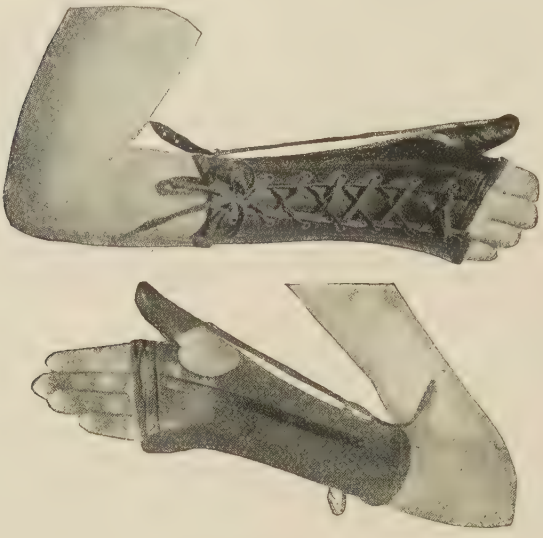


Fig. 159. VULPIUS' Schiene bei Radialislähmung.

Immerhin bleibt die durch die Fixierung gesetzte vielfache Behinderung bestehen. Sie wird aber auf ein Mindestmaß dadurch zurückgeführt, daß man den Apparat so einrichtet, daß der Patient, falls er Hantierungen ausführen will, bei welchen der Apparat nur hindert, ihn rasch entfernen und ihn nachher ebenso rasch wieder anziehen kann.

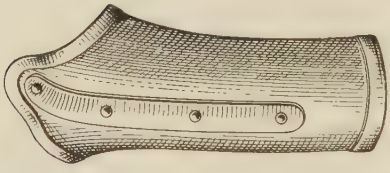


Fig. 160. RADIKES Handstütze bei Radialislähmung, erste Lösung.

Daher ist unser Modell RHst (Fig. 92, S. 458) so konstruiert, daß es mit einem einzigen Griff an- und abgelegt werden kann. Denselben Vorteil bieten einige der vorerwähnten provisorischen Schienen, während die klassische Walklederhülse auch in der Beziehung recht unzweckmäßig ist, daß sie jedesmal ein umständliches Zu- und Wiederaufschnüren erfordert.

Fig. 161. DÖRRS Radialisschiene, erste Lösung.

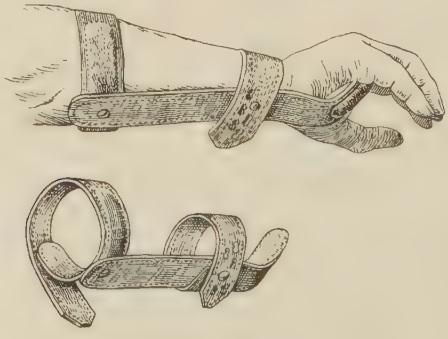


Fig. 162. STAFFELsche Handstütze.

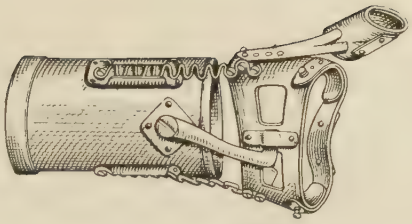
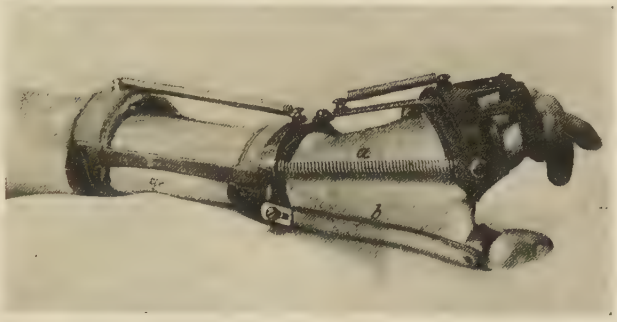


Fig. 163. RADIKES Handstütze bei Radialislähmung, zweite Lösung.



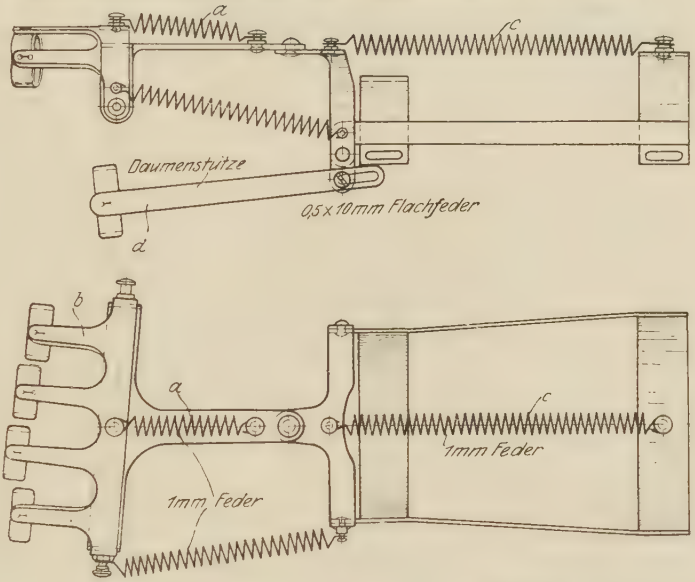


Fig. 164. ENGELS Radialisschiene (nach dem Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder).

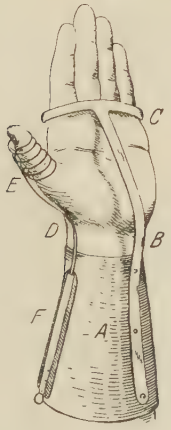


Fig. 165. SPITZYS Hebeapparat bei Radialislähmung.

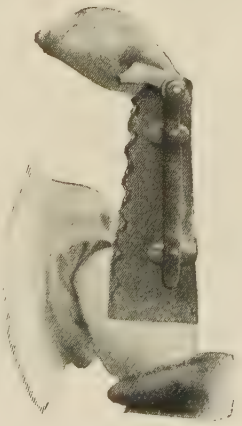


Fig. 166. DÖRRS Radialisschiene, zweite Lösung.

b) Bewegliche Apparate. Das Ideal aber bleibt doch ein Apparat, der jederzeit und nicht erst wenn er abgelegt ist, die Beweglichkeit des Handgelenks dem Patienten läßt, zum mindestens die wichtigste, die Beuge- und Streckfähigkeit. Dazu müssen die beiden Hälften unsres Apparates, der am Vorderarm und der an der Hand befindliche Teil, gegeneinander beweglich gemacht werden. Die gegebene Lösung dieser Aufgabe für den noch mit der alten Walklederhülse arbeitenden Konstrukteur ist diese, daß er die Hülse in zwei Teile zerschneidet und diese Teile federnd miteinander verbindet. Mehrere der eben genannten Autoren sind diesen Weg gegangen: Mathieu, Heusner, Radike (Fig. 163). Hatte sich aus dem Lederpanzer bereits das Stabwerk herausgeschält, so entsteht nun durch die Hinzufügung eines Gelenks das zweiteilige Stabwerk mit gelenkiger Verbindung (Hudson, Mosberg, Engel (Fig. 164) usw., unsre neuen Modelle). Auf einem mittleren Entwicklungsstadium sehen wir wieder jene Autoren, welche den Vorderarm noch umpanzern, die Hand aber durch einen federnden Stab anheben: Spitzy (Fig. 165), Heymann, Beckmann, Dörrs zweite Lösung und andre.

Die Verbindung zwischen beiden Apparatenhälften kann in echten oder in unechten Gelenken stattfinden und die Gelenkachsen können physiologisch oder unphysiologisch gelegt sein. Der nächstliegende Gedanke ist in Nachahmung der gegebenen anatomischen Verhältnisse den Apparat mit echten Gelenken und physiologischer Achsenlage zu versehen. Diese Konstruktion empfiehlt sich auch dadurch, daß sie in leicht übersehbarer und zweifelsfreier Weise ungehinderte Beweglichkeit innerhalb jedes gewünschten Winkelausschlages zu geben gestattet. Wir finden sie daher vorzugsweise bei den älteren Autoren, beispielsweise bei Mathieu, Collin (Fig. 171), Hudson; unter den neuern sind besonders Engel und Zmigród bemerkenswert (Fig. 164). Aber diese Apparate sind technisch kompliziert und daher entsteht der Wunsch, die Konstruktion dadurch zu vereinfachen, daß man sich mit unechten Gelenken behilft, d. h. die Federung gleichzeitig als Gelenk dienen läßt, und mit unphysiologischen Achsen, d. h. die Lage des Apparatengelenks nicht an die Lage des anatomischen Gelenks bindet. Letztere Anordnung gestattet es, mit einem einzigen Apparatengelenk für die Beugebewegung auszukommen, das dann über das anatomische gelegt zu werden pflegt (Hagemann usw.), während die physiologische Achsenlagerung stets zwei Gelenke am Apparat, eines ulnar, eines radial vom anatomischen erfordert (vgl. unser Modell RHa). Nur Dörr (Fig. 166) ist kühn genug, mit einem einzigen ulnaren Gelenk sich zu begnügen; natürlich muß dann die Konstruktion ganz bedeutend kräftiger gehalten und mit einer erheblichen Behinderung durch Reibung, sogenanntes Ecken, gerechnet werden.

Die unphysiologische Achsenlage hat, wie wir wissen, sowohl bei echten wie bei unechten Gelenken eine Bewegungshemmung zur Folge und diese kann nur durch eine zweckmäßige Verschiebungskorrektur beseitigt werden. Das Problem der Verschiebungskorrektur gewinnt daher für unsre Aufgabe eine zentrale Bedeutung. Aber wir finden es nur von einem Teil der Konstrukteure als solches erkannt und auch von diesen

meist nur unvollkommen gelöst. Die primitivste Lösung besteht in einer über das sonst übliche Maß hinaus verstärkten Polsterung, wie sie etwa die Haertelsche Schiene (Fig. 167) und die Bungesche Radialismanschette (Fig. 174) erkennen lassen. Eine Gleitbahn finden wir bei Stracker, bei Beckmanns zweiter Lösung und bei der Stütze aus dem Reservelazarett Görden (Fig. 168). Aber jene spielend leichte Bewegung, welche gerade hier so erwünscht ist, kann doch wohl nur durch vollkommenere, wenn auch kompliziertere Vorrichtungen erreicht werden, wie sie unsre neuen Modelle aufweisen; man denke an die Rollbahn des Modells RHc oder die Zugbahnen des Modells RHvv.

So wie die unphysiologische Achse die Verschiebungshemmung setzt, so erschwert das unechte Gelenk die Abpassung der Feder und macht die Erreichung einer ausgeglichenen Federung zu dem zweiten Hauptproblem der Handgelenksprothese. Auch hier ist im ganzen, soviel ich sehe, bisher nur Unvollkommenes geleistet worden und konnte auch nur geleistet werden, wenn die Grundsätze einer rationellen Dimensionierung der Federn nicht erkannt waren. Die auf Tabelle 36, S. 442 mitgeteilte Prüfung zweier sonst in vielfacher Hinsicht lobenswerter Konstruktionen zeigt, wie wenig diese sowohl in bezug auf Weichheit wie Festigkeit den an die Federung zu stellenden Anforderungen genügen. Dieselbe Tabelle läßt zugleich an den andern dort mitgeteilten Prüfungen erkennen, wieviel besseres auch bei unechten Gelenken (Modelle RHb, RHd, RHv) durch richtige Abmessung der Federn erreicht werden kann.

Fig. 167. Haertelsche Schiene.

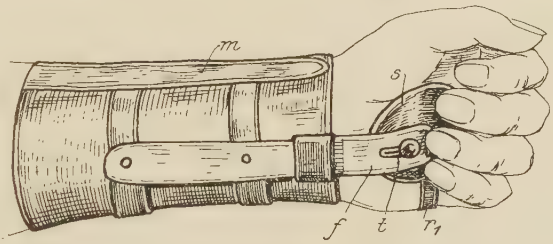


Fig. 168. Stütze aus dem Reservelazarett Görden (Stockhausen) (nach dem Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder).

Was die Art der Federn anlangt, so finden wir neben der gewöhnlichen Zug-Schraubenfeder vor allem die von Heusner in die Orthopädie eingeführte Serpentinfeder verwendet und mit der schwierigen Doppelrolle des federnden Gelenks betraut (König, Möhring, Bunge, Radike, Haertel usw., Fig. 173, 163). Außerdem wird auch die einfache Blattfeder häufig benützt (Spitzy, Fig. 165 usw.); Ingenieur Beckmann ist zweckmäßigerweise zu einem Blattfederwerk übergegangen. Zmigród verwendet aus Rundstahl gewickelte Drill-Spiralfedern, Dörr eine in eine Kapsel eingeschlossene Drill-Spiralfeder aus Bandstahl (Uhrwerkstriebfeder), die

er sich patentieren lassen will (Fig. 166). Das Bedürfnis nach leistungsfähigeren Federn hat mich veranlaßt, noch weitere Federarten zu versuchen: die Drill-Schraubenfeder, die Biege-Schraubenfeder, die Biege-Spiralfeder (Modelle RHd, RHb, RHd Variante).

Wir unterscheiden beim Handgelenk zwei Hauptbewegungsrichtungen (§ 43): Beugung—Streckung und Radial—ulnar—Abduktion (Seitwärtsbewegung). Verwenden wir unechte Gelenke und aus Draht gewundene Federn, so sind bei passender Anordnung beide Richtungen begehbar (unser Modell RHd), verwenden wir Blattfedern oder versehen wir den Apparat mit einem echten Gelenk, so ist nur eine Bewegungsrichtung möglich und es gilt zwischen den beiden Hauptrichtungen zu wählen. Fast alle Konstrukteure entscheiden sich für die Beugung—Streckung als die weitaus wichtigere der beiden Bewegungen. Ausnahmsweise wird zwecks vereinfachter Konstruktion die Seitwärtsbewegung gewählt (Hildebrand). Das Ideal ist aber natürlich sowohl die eine wie die andre Bewegung dem Apparat zu geben. Dies ist bei Verwendung echter Gelenke nur möglich vermittels eines Kugelgelenks oder eines Doppelscharniergelenks. Kugelgelenke sind, soviel ich sehe, bisher nicht versucht worden. Doppelscharniergelenke zeigen die Konstruktionen von Lorentz und Hagemann sowie unser Apparat RHc. Will man das Doppelscharniergelenk mit physiologischer Achsenlage verbinden, so muß man das Handgelenk zwischen zwei bewegliche Bügel legen und gelangt so zu einer Art Cardanischer Aufhängung, wie sie unser Modell RHa zeigt. Dieselbe Lösung in etwas andrer Ausführung wurde bereits von B. Lange mitgeteilt, nachdem ich ihm seinerzeit mein erstes Exemplar des obigen Modells demonstriert hatte. Wir finden sie dann wieder bei Engel (Fig. 164) und bei der Stütze Bauart „Beuth“ (Merkblatt der Prüfstelle für Ersatzglieder).

Außer der Beugung und der Seitwärtsbewegung besitzt nun die Hand als Ganzes noch eine dritte Bewegungsmöglichkeit, die Rollung (Rotation, Umwendbewegung). Diese findet allerdings nicht im Handgelenk, sondern in den die beiden Vorderarmknochen verbindenden Gelenken statt, kommt aber doch der Hand ganz wie die Bewegungen im Handgelenk selber zugute. Erst diese Dreiheit von Bewegungsmöglichkeiten gibt der Hand ihre vielseitige Geschicklichkeit. Die Rollung stellt mechanisch eine Drehung um die Längsachse von Vorderarm und Hand dar. Diese Bewegung wird aber dadurch unmöglich, daß wir längs dieser Glieder einen nicht verdrehbaren Stab an drei Stellen festmachen. Dies tun sämtliche bisherigen Apparate. Wenn sie trotzdem Rollung zulassen, so rührt das daher, daß die Festmachung insofern eine unvollkommene ist, als sie eine gewisse Drehung des Vorderarms innerhalb des schließenden Ringes nicht verhindert. Aber freilich erschwert sie dieselbe und schränkt ihren Umfang ein. Ein weiterer Umstand kommt hinzu und behindert die Handgelenksbeweglichkeit bei angelegtem Apparat selbst dann, wenn wir diesen Apparat in der besprochenen Weise nach Art der Cardanischen Aufhängung mit Doppelscharniergelenk und mit physiologischen Achsen versehen. Der Umstand nämlich, daß das Handgelenk nur annäherungsweise ein solches Doppelscharniergelenk darstellt, in Wirklichkeit weit kompli-

zierteren Bau und verwickeltere Bewegungen aufweist, bei denen sich die Drehachsen verlagern. Da unsre Apparatengelenke diese Verlagerungen nicht mitmachen, so behindern sie die natürliche Bewegung.

Alle diese Beeinträchtigungen der physiologischen Bewegungsfreiheit werden nun fast ganz behoben durch den Kunstgriff, daß wir statt den Apparat am Unterarm als dem tragenden Teil festzumachen und von dort aus die Hand angreifen zu lassen, umgekehrt die Hand zum tragenden Teil machen und den Apparat von dort nach dem Vorderarm zurückwirken lassen. Auf die Hand kommen dann zwei, auf den Arm nur eine Befestigungsstelle zu liegen, statt der bisherigen umgekehrten Anordnung. Diese einzige Befestigung des Apparates am Arm geschieht in Gestalt einer angehängten Zugbahn, und eine solche läßt reichliche rollende Verschiebung des Armes unter dem frei über ihm schwebenden Apparat zu. Diese Anordnung, wie sie durch unsre Modelle RHc und RHd verwirklicht wird, gibt der Hand ein Höchstmaß von Bewegungsfreiheit.

Wir hatten seinerzeit zwei Hauptarten von Apparaten unterschieden: Zugbahnen und Gerüstwerke. Sämtliche besprochenen Konstruktionen sind Gerüstwerke. Ein einziger Autor, soviel ich sehe, hat es mit einer Zugbahn versucht: Degenhardt. Wir kommen auf seinen Apparat später zurück (§ 98 Schluß).

§ 97. Prothesen für die vier Finger des Radialisgelähmten.

a) Wir haben bisher nur die Streckung des Handgelenks als das Ziel der Radialisprothese ins Auge gefaßt. Aber auch die Finger des Radialisgelähmten sind des größten Teils ihrer Streckfähigkeit beraubt, und es erwächst uns die Aufgabe die Grundglieder der vier Finger anzuheben. Die Lösung wird zunächst durch Anbringung von Zugbahnen versucht (Duchenne, Heusner, Mathieu, Collin (Fig. 169—171), Hudson, Ports zweite Lösung, B. Langes erste Lösung, Degenhardt, Nicolai, Kirchberg, Zuelzer, letztere drei im Merkblatt der Prüfstelle für Ersatzglieder mitgeteilt). Dies ist begreiflich, denn die Zugbahn hat die Natur dem Apparatenbauer vorgemacht und gerade an den Fingern in Gestalt der Extensores digitorum und ihrer langen und leicht durch die Haut hindurch in ihrem Spiel beobachtbaren Sehnen besonders anschaulich vor Augen geführt. Aber die Natur hat dabei vor ihm den großen Vorsprung voraus, daß sie ihre Zugbahn vorn am Finger und hinten am Vorderarm sicher und angenehm festzumachen in der Lage ist. Für den Prothesenmacher dagegen ergeben sich hier eine Reihe von Schwierigkeiten. Er legt meist einen Ring um den Finger, an welchem er das distale Ende seiner Zugleine anbindet. Der Ring wird aus Metall oder besser aus Leder gefertigt; er kann in letzterem Falle zu einem nur die Fingerspitzen freilassenden Fingerling erweitert, mehrere Fingerlinge können zu einem Handschuh vereinigt werden, wie das schon Duchenne tat. Aber es ist nach meiner Erfahrung kaum möglich, die Weite der Ringe so abzupassen, daß sie nicht schnüren, aber doch dem sie angreifenden kräftigen Zug standhalten, ohne proximalwärts abzurutschen und schließlich gegen die zarten Fingerzwischenhäute (Schwimmhäute) unangenehm anzudrängen.

Doch gebe ich zu, daß ich keine dieser Konstruktionen im Original probiert habe und daß sie von andrer Seite Lob erhalten.

Muskat sieht die Sachlage offenbar ebenso an und hat in der Erkenntnis, daß es doch vergebliches Bemühen sei, die Fingerzwischenhäute vor Druck schützen zu wollen, auf jeden Versuch dazu verzichtet und vielmehr kühnlich direkt auf sie den Angriff seines Apparates verlegt: Im Spalt zwischen je zwei Fingern wird ein Draht durchgeführt, die drei Drähte werden volar durch ein queres Brettchen, auf dem die Grundphalangen ruhen, verbunden und dorsal an einem proximalwärts ziehenden Gummiband festgemacht. Angenehm kann ich mir die Wirkung dieses Apparates allerdings nicht denken.

Man kann nun diese Schwierigkeit der Befestigung am Finger in einfacher Weise dadurch beseitigen, daß man die Zugbahn bis zur Fingerspitze führt und dort an einer diese umfassenden Kappe, einem Handschuhfingerling festmacht. Dieser kann nicht proximalwärts abrutschen, auch kann man gleich einen ganzen Handschuh nehmen und dessen Streckseite mit Gummizügen oder Zugfedern versehen. So der Glove for Paralysis im Katalog von Tiemann (Fig. 172), so der Radialishandschuh von Kirchberg und B. Langes erste Lösung. Aber damit wird eine andre Schwierigkeit, mit der schon die vorhergehende Konstruktion zu kämpfen hat, noch wesentlich erhöht: Die Schwierigkeit, auf dem begrenzten zur Verfügung stehenden Raum eine einigermaßen ausgeglichene Federung von genügender Verkürzungsstrecke zu schaffen. Beträgt doch diese Strecke etwa 4 cm, denn der Abstand vom Nagel des Mittelfingers bis zur Mittelhand über dem Fingerrücken genommen, ist nach meiner Messung bei völliger Streckung 4 cm geringer als bei völliger Beugung. Im übrigen ist es beim Anfassen und Tasten erwünscht, gerade die Fingerspitzen unbedeckt zu haben. Außerdem ist auch die reibungslose und zuverlässige Führung der langen Zugbahnen, welche beim Krümmen der Finger seitwärts abzurutschen streben, nicht leicht zu bewerkstelligen. Und endlich bietet auch die proximale Festmachung der Zugbahn Schwierigkeiten, welche Duchenne veranlaßt haben, mit seinem oberen Ansatzpunkt bis auf den Oberarm emporzusteigen, während allerdings die andern Autoren sich mit einer Hülse um den Unterarm begnügen. Angesichts aller dieser Schwierigkeiten scheint mir der Prothesenbauer besser zu tun, die Zugbahn der Natur zu überlassen und selber mit einem Gerüstwerk zu arbeiten.

b) Gerüstwerke. Hier stehen wir zunächst wieder vor der Frage, ob wir die physiologische Achse der Fingergrundgelenke beibehalten sollen. Nur zwei Autoren, Engel (Fig. 164) und Zmigród, haben, soviel ich sehe, sich für diese Lösung entschieden und zu beiden Seiten der Grundgelenksreihe je ein Scharniergelenk angebracht, in dem ein Bügel sich dreht. Diesen läßt Zmigród die Fingergrundglieder auf der Beugeseite überqueren und anheben, Engel führt ihn dorsal über den Grundgelenken entlang und läßt von ihm Stangen, die die einzelnen Finger anheben, nach vorn laufen. Alle andern Konstrukteure scheuen sich offenbar,

Gelenke an Stellen anzubringen, die so sehr hervorstehen, daß der Patient damit leicht anstößt oder hängenbleibt, und so sehr dem Angriff der Außenwelt ausgesetzt sind, daß der Apparat leicht Schaden leiden kann. Daher legen sie die Gelenke ihrer Apparate in unphysiologischer Weise statt seitlich neben, lieber über oder unter die anatomischen Gelenke. Unter dieselben allerdings nur der eine DUCHENNE (1872, S. 1049). Alle andern vermeiden es mit Recht, die Hohlhand mit Apparatur zu füllen und wählen daher die Lage über den anatomischen Gelenken.

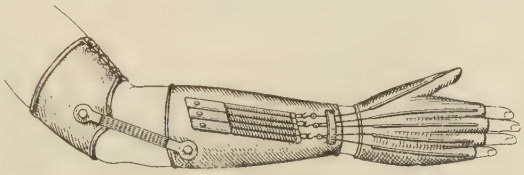


Fig. 169. DUCHENNES Finger-Streckhandschuh.

Durch die unphysiologische Achsenlage wird nun wieder die Frage der Verschiebungskorrektur aktuell. Allerdings ergibt sich eine gewisse Verschiebungskorrektur sozusagen von selbst. Denn wenn man von der über dem Grundgelenk liegenden Achse aus etwa eine Stange nach vorn führt und von ihrer Spitze aus eine Schlaufe herabhängen läßt, die den Finger faßt und hochhebt, dann stellt diese Schlaufe eine angehängte Zugbahn dar, welche als solche zugleich eine Verschiebungskorrektur bewirkt. Doch ist diese wenig ausgiebig.

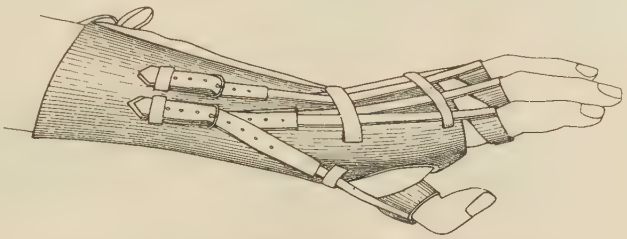


Fig. 170. HEUSNERS Streckapparat (Neuzeichnung).

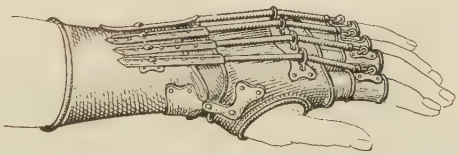


Fig. 171. COLLINS Streckapparat.

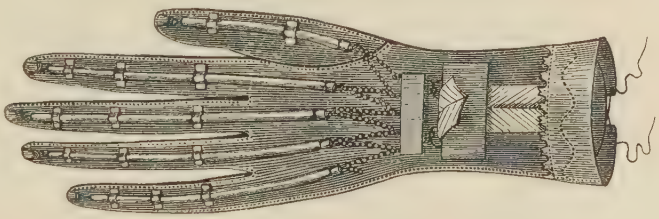


Fig. 172. TIEMANNS Finger-Streckhandschuh.

Ausreichende Wirkung wird erst dadurch erzielt, daß man sie durch eine zweite am proximalen Ende angebrachte Verschiebungskorrektur ergänzt, die selber wieder eine Zugbahn sein kann (unser Modell RFf, Fig. 143). Mit einer Gleitbahn am distalen Ende versucht es LENGFELLNER (Merkblatt der Prüfstelle für Ersatzglieder Abb. 40, 41). Eine Gleitbahn am proximalen Ende, die eine sehr wirksame Verschiebungskorrektur erzielt, zeigt unser Modell RFr (Fig. 147).

Die Gelenke des Fingerhebeapparats können echte oder unechte sein. Echte Gelenke finden wir bei HAGEMANN, bei dem Modell der Prüfstelle Danzig (Merkblatt der Prüfstelle für Ersatzglieder, Abb. 44, 45), sowie bei unserm Modell RFr. Bei letzterm ist das Gelenk gemäß dem Prinzip des Angriffs mit kleiner werdendem Hebel (§ 66) zur Herstellung einer vollkommen ausgeglichenen Federung benützt, d. h. einer Federung, welche

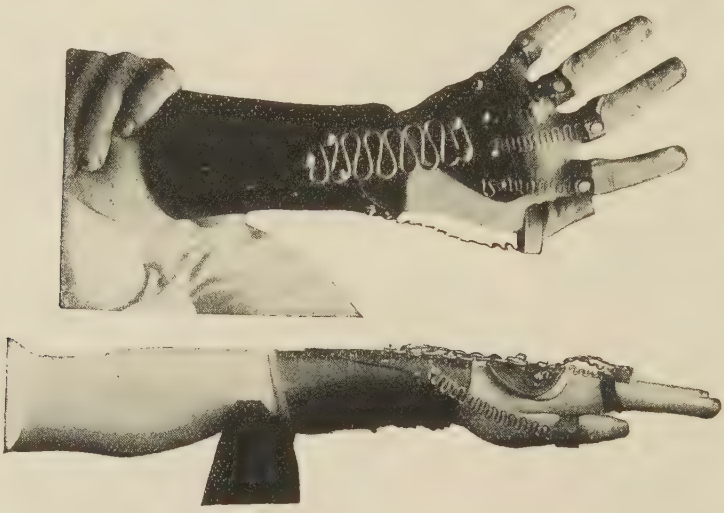


Fig. 173. KÖNIGS Stützapparat.

Fig. 174. BUNGES Extensionsmanschette.

um so schwächer wirkt, je mehr der Finger sich beugt. Unechte Gelenke, d. h. Federn, welche gleichzeitig als Gelenke dienen, verwenden DELACROIX, PORT bei seiner zweiten Lösung, HILDEBRAND, MÖHRING, KÖNIG, BUNGE (Fig. 173, 174). Die letztern arbeiten mit der beliebten Serpentinfeder. Unser Modell RFf setzt an deren Stelle die gerollte Flachwickel-Blattfeder, durch welche eine bedeutende Weichheit und Ausgeglichenheit der Federung erzielt wird. —

Infolge des häufigen Vorkommens isolierter Lähmungen des Musculus extensor digitorum communis, beispielsweise bei Bleilähmungen, hat das

Problem der Fingeranhebung die Orthopädie bereits beschäftigt, ehe die Aufgabe, das hängende Handgelenk des Radialisgelähmten anzuheben, in ihren Gesichtskreis trat. Der Apparat von DELACROIX (Fig. 175) ist für den Historiker der Medizin insofern bemerkenswert, als er der erste sein dürfte, bei welchem der Muskelzug durch eine elastische Kraft, einen „künstlichen Muskel" ersetzt wurde, und erregte seinerzeit, es war 1813, Aufsehen in der medizinischen Welt. Ein Klaviervirtuose der italienischen Oper in Paris, welcher vorübergehend an Lähmung der Fingerstrecker litt, wurde durch ihn, so wird uns berichtet, in den Stand gesetzt, wieder seinen Beruf als Klavierbegleiter der musikalischen Aufführungen auszuüben.

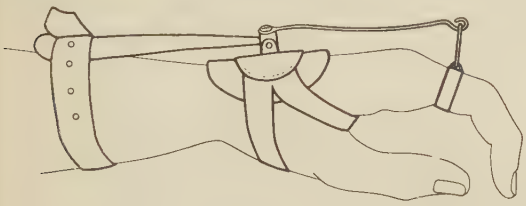


Fig. 175. DELACROIX' Finger-Streckapparat (Neuzeichnung).

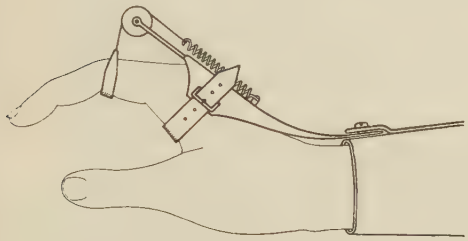


Fig. 176. DUCHENNES Finger-Streckapparat (Neuzeichnung).

Neben Zugbahnen und Gerüstwerken hat man auch das Halbgerüst zur Lösung unsres Problems herangezogen. DUCHENNE hat den DELACROIXschen Apparat dadurch zu verbessern geglaubt, daß er für jeden Finger einen regelrechten kleinen Krahn konstruierte (Fig. 176), der über die Mittelhand nach vorn ragt, und an seiner Spitze eine Rolle trägt, über welche eine Schnur läuft, die von einer Schraubenfeder angezogen, den Finger am ersten Interphalangealgelenk faßt und hochhebt. Der Apparat

Fig. 177. REISSsche Stütze (nach dem Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder).

wurde dadurch freilich, wie DUCHENNE selber erzählt, so auffällig und unbequem, daß die Patienten ihn schleunigst beiseite legten.

Diesem Apparat in der Gesamthaltung ähnlich sind die Fingerheber von LENGFELLNER und REISS (Fig. 177, Merkblatt der Prüfstelle für Ersatzglieder Abb. 42, 43 und 53, 54): über die Fingergrundgelenke ragen Stangen hervor, an deren Spitze Zugbahnen angehängt sind, welche, durch Zug-Schraubenfedern elastisch gemacht, die Fingergrundglieder federnd anheben.

§ 98. Prothesen, welche die Hand mittels der vier Finger anheben.

Wir haben bisher nur von der Anhebung des Handgelenks einerseits und der der Finger andrerseits gesprochen. Hebevorrichtungen beider Art können natürlich zu einem einzigen Gesamtapparat vereinigt werden. Es liegt nun aber die weitere Möglichkeit vor, beide Vorrichtungen nicht nur äußerlich miteinander zu verbinden, sondern völlig in eine einzige zu verschmelzen, d. h. den vom Unterarm ausgehenden Apparat erst an den Fingergrundgliedern angreifen zu lassen und die zwischenliegende Mittelhand nur indirekt durch die Hebung der Finger mitanzuheben. Dadurch schlägt man zwei Fliegen mit einem Schlag und vereinfacht die Gesamtapparatur wesentlich. Ein Teil der bisher besprochenen und entweder als Handgelenk- oder als Fingerstrecker bezeichneten Apparate wirken tatsächlich auf beiderlei Gelenke, und wir haben sie nur jeweils nach der im Vordergrund stehenden Wirkung der einen oder der andern Gattung zugezählt. Bei manchen Apparaten allerdings bleibt es zweifelhaft, wie weit sie außer dem Handgelenk auch die Fingergrundgelenke beeinflussen, weil aus der gegebenen Beschreibung nicht genügend ersichtlich ist, an welche Stelle der Hohlhand der hebende Steg zu liegen kommt.

Diese Frage nach der Lage des Stegs, welche von andrer Seite bisher nicht umfassend und systematisch überlegt wurde, haben wir oben (§ 82 bis 84) ausführlich besprochen. Wir haben dort gesehen, daß ein genügend weit distalwärts liegender Steg sowohl die Mittelhand wie die vier Finger anhebt, daß aber andrerseits dieser Vorteil auch gewisse Schwierigkeiten im Gefolge hat. Entsprechend den beiden anatomischen Gelenken, welche der Apparat hintereinander überspannt, müssen wir auch zwei Apparatengelenke anbringen oder aber sonst für eine ausreichende Verschiebungskorrektur sorgen. Andernfalls wird die Beweglichkeit beeinträchtigt und besonders der Faustschluß behindert.

In richtiger Erkenntnis dieser Sachlage hat Spitzy (Fig. 165) auf den Faustschluß ganz verzichtet und, indem er nur den Fingerspitzenschluß dem Patienten möglichst brauchbar zu machen suchte, seinen Apparat dadurch besonders einfach gestaltet, daß er die Feder durch die Hohlhand führt. An Spitzys Konstruktion schließen sich die ähnlichen Apparate von Heymann an sowie B. Langes zweite Lösung, welche die Feder über den Handrücken führen, ferner die Prothese von Saxl, welcher zwei Federn zu beiden Seiten der Hand anordnet, und die von Lorentz, der eine starre Stange unter, eine Feder über der Hand entlang führt.

Eine weitere Gruppe von Autoren führt Serpentinfedern über die zu streckenden Gelenke entlang: Bunge, König, Möhring, Haase (Figg. 173, 174, Merkblatt der Prüfstelle für Ersatzglieder Abb. 59). Stets dient die Feder zugleich als unechtes Gelenk. Echte Gelenke und Federungen verschiedener Bauart benützen Hagemann, Hildebrand, Lengfellner und Reiss. Bei allen den zuletzt genannten Apparaten ebenso wie bei den zuvor erwähnten Modellen von Heymann und Lange bleibt die Hohlhand ziemlich frei und die Absicht ist, dem Patienten einen guten Faustschluß zu ermöglichen. Aber der Mangel einer ausreichenden Verschiebungs-

korrektur dürfte wohl bei allen den Faustschluß sowohl wie die ausgiebige Beugung des Handgelenks stark beeinträchtigen (vgl. auch Merkblatt, Text und Abb. 58). Daß und wie es möglich ist, auch bei Apparaten, welche Hand und Finger in einem anheben, dem Patienten eine große Beweglichkeit zu erhalten, haben wir früher besprochen; es sei insbesondere auf unser Modell RHvv sowie auf unsre distal liegenden Stege Modelle s, f, v, d, verwiesen.

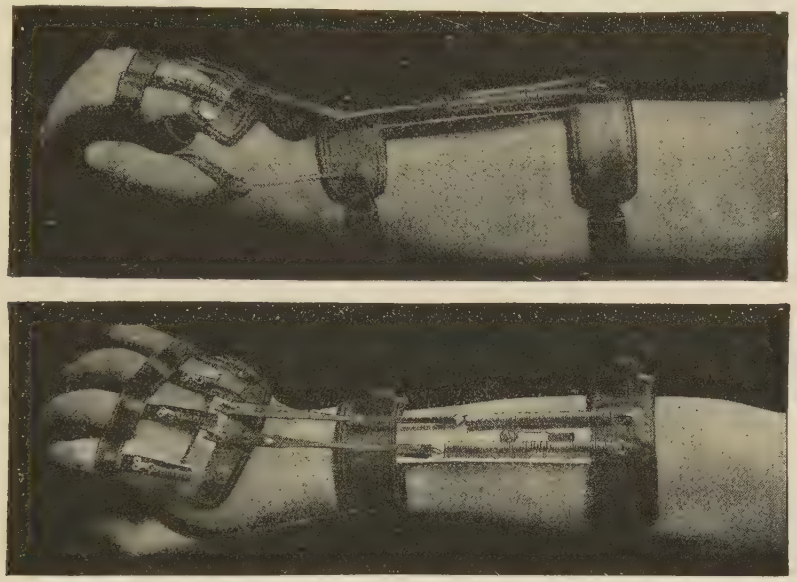


Fig. 178. Degenhardts Schiene bei Radialislähmung.

Endlich ist ein Apparat zu erwähnen, welcher statt durch Gerüstwerke, wie die bisher genannten, durch Zugbahnen zugleich Hand- und Fingergelenke streckt. Degenhardt (Fig. 178) läßt seine vom Vorderarm zu den Fingern ziehende Zugbahn proximal an der durch die Griffelfortsätze bedingten Verbreitung des Arms Halt gewinnen, distal in üblicher Weise mittels Lederringen an den Grundgelenken. Über die Nachteile letzterer Befestigungsweise sprachen wir im vorigen Paragraph. Die Anbringung am Vorderarm scheint mir nicht weniger bedenklich.

§ 99. Prothesen für den Daumen.

Die Konstrukteure der beschriebenen Apparate zum Anheben der vier Finger haben sämtlich auch Vorrichtungen zur Streckung des Daumens angegeben. Dieselben sind in der Regel nach dem gleichen Prinzip gebaut und sollen daher nicht weiter besprochen werden. Sie wirken meist ausschließlich oder vorzugsweise auf das Wurzelgelenk des Daumens, welches ja für die Arbeitsleistung desselben wichtiger ist als die beiden andern Gelenke und welches zu strecken genügt, um den Daumen des Radialisgelähmten seine Funktionen erfüllen zu lassen und insbesondere ihn aus der

Hohlhand fernzuhalten, falls er die Neigung hat, sich in diese zu legen und dadurch den Faustschluß zu behindern. Die Aufgabe, das Wurzelgelenk zu strecken, ist technisch viel weniger schwierig als die Streckung der vier Fingergrundgelenke, weil der geforderte Drehungswinkel viel geringer ist und kaum die Hälfte des dort verlangten beträgt. Die Folge ist, daß man bei unphysiologischer Achsenlage durch eine verhältnismäßig einfache Verschiebungskorrektur ausreichend physiologische Drehung erreicht. Selbst ENGEL, der sonst überall auf physiologische Achsenlagerung hält, begnügt sich hier mit der einfachern unphysiologischen Lösung. Unsre eignen Modelle erzielen dadurch besonders wirksame Verschiebungskorrektur, daß sie die angehängte Zugbahn noch mit einer kleinen Schiebebahn kombinieren.

Anhang.

Sehnenverpflanzung und verwandte Operationen bei Radialislähmung.

§ 100. Die FRANKEsche Operation.

Wir würden der modernen Orthopädie unrecht tun mit der Annahme, daß sie mit den z. T. recht primitiven Apparaten, über welche vorstehend berichtet wurde, den Fall des Radialisgelähmten für abgetan halte. Vielmehr begnügen sich führende Orthopäden offenbar deswegen mit einer geringwertigen Apparatur, weil sie glauben, dem Gelähmten, bei welchem die Nervennaht nicht zum Ziel geführt hat, auf anderem Weg bessere Hilfe bringen zu können. Dieser andere Weg ist die Sehnenverpflanzung. Mehrere Operationsverfahren kommen in Betracht. Das älteste und bis vor kurzem fast allein herrschende ist das von FRANKE 1898 angegebene. Dasselbe wurde bereits vor dem Krieg auch von andern versucht (CAPELLEN, VULPIUS, HOFFA, GRAY, GÖNCZY, W. MÜLLER) und wird neuerdings von maßgebender Seite (VULPIUS, G. FISCHER, PERTHES) wieder warm empfohlen und geradezu als Heilung der Radialislähmung gerühmt. „Es gibt keine unheilbare Radialislähmung mehr" wird verkündet und dementsprechend verlangt, „jeder Verwundete müßte bei verfehlter Nervennaht zur Plastik zu zwingen sein" (ORTH).

Das Prinzip der FRANKEschen Operation ist dieses, daß der Musculus flexor carpi radialis auf die Strecksehnen des Daumens, der Flexor ulnaris auf die der andern Finger eingepflanzt und das Handgelenk in Überstreckung immobilisiert wird. (Die Technik der Immobilisierung kann verschieden sein. FRANKE selbst begnügte sich damit, die Sehnen der gelähmten Handgelenkstrecker möglichst stark zu verkürzen, VULPIUS und STOFFEL machen sie am Periost der Vorderarmknochen fest, PERTHES zieht sie auch noch durch den durchbohrten Knochen hindurch.)

Ich bin über den Wert dieser Operation einer der obigen anscheinend allgemein angenommenen Meinung geradezu entgegengesetzten Ansicht, muß allerdings hinzufügen, daß ich nur einen einzigen derart operierten Fall zu untersuchen Gelegenheit hatte und daher nur mit Vorbehalt und Zurückhaltung zu urteilen mich berufen fühle. In diesem einen Fall jedoch war die Operation aufs beste gelungen, so sehr, daß er als Musterfall abgebildet und publiziert wurde (VULPIUS 1915, S. 882 f). Ich selbst sah den Patienten zwei Jahre nach vollzogener Operation, so daß der volle Erfolg vorhanden sein mußte, zumal da der Patient,

ein angehender Kollege, sich eifrigst bemüht hatte, aus seiner Hand das Mögliche herauszuholen; hängt doch die Entscheidung darüber, ob er in dem von ganzem Herzen ergriffenen ärztlichen Beruf verbleiben kann, davon ab, daß er die Unzulänglichkeiten dieser Hand überwindet. Trotz dieser für den Erfolg der Operation denkbar günstigen Umstände hat mich das Studium dieses Falles (vgl. Krankengeschichte § 102) und die daran geknüpfte theoretische Überlegung zu der Ansicht geführt, daß die Verbesserungen, die die Operation dem Patienten schafft, die neu gesetzten Behinderungen nicht aufwiegen und daß im ganzen die Gebrauchsfähigkeit seiner Hand nicht vergrößert, sondern verringert ist. Dabei sehe ich ganz davon ab, daß ihm die Chance einer Restitutio in integrum für den Fall, daß wider Erwarten die normale Innervation wiederkehrt, genommen ist, möchte aber doch darauf hinweisen, daß der von mir untersuchte sowie der später zu erwähnende von Scheffler beschriebene und ebenso der von Hohmann erwähnte Fall beweisen, daß diese Wiederkehr gelegentlich auch dann noch stattfinden kann, wenn sie von berufenen Beurteilern für unmöglich gehalten wird. Nach vollzogener Sehnenverpflanzung aber nutzt diese Wiederkehr dem Patienten nichts mehr und auch mit einem Apparat ist ihm dann nicht mehr zu helfen.

Der schlimmste Vorwurf, den ich der Frankeschen Operation auf Grund unserer früheren Erörterungen (§ 74) machen muß, ist, daß sie das Handgelenk immobilisiert und dadurch die Geschicklichkeit der Hand aufs schwerste beeinträchtigt. Und zwar immobilisiert sie es in Überstreckung. Diese Stellung aber wird vom Gesunden in der Hauptsache nur beim Faustschluß eingenommen und eben diesen pflegt unser Patient aus bald zu besprechenden Gründen kaum zu benützen. Bei den meisten anderen Verrichtungen der Hand aber, insbesondere bei dem Arbeiten mit der Fingerspitzenzange, wird das Handgelenk normalerweise mehr oder weniger stark gebeugt gehalten. Man denke an die Verrichtungen am eigenen Leibe, bei der Toilette, beim Anziehen, bei den Mahlzeiten. Durch die Beugung im Handgelenk werden die Fingerspitzen dem zu befingernden Gegenstand entgegengestreckt, durch die Überstreckung dagegen, welche die Operation setzt, wird die Beugeseite des Handgelenks vorgewölbt und werden die Finger verhindert, an den Gegenstand heranzukommen. Charakteristisch ist es, daß mein Patient beim Zuknöpfen seines Rockes die operierte Hand nicht benützen kann und daß er als Arzt beim Perkutieren das übliche Plessimeterbrettchen nicht zu regieren vermag, da er es an viele Körperstellen nicht heranbringen kann. Da die gelenkversteifte Hand auch den Perkussionshammer nicht mit der erforderlichen Elastizität zu führen vermag, so war das Perkutieren für ihn überhaupt unmöglich geworden; und erst ein eigens gefertigtes Plessimeter mit langem Stiel hat ihn zur Ausübung dieser Untersuchungsmethode wieder befähigt. Auch jetzt geht sie ihm nur mühsam vonstatten, während der nicht operierte Radialisgelähmte keine Schwierigkeit hat, das Plessimeter nach Belieben rasch und exakt anzulegen und mit geeigneter Prothese bewaffnet auch imstande ist, den Perkussionshammer mit der kranken Hand zu handhaben (vgl. oben § 74). Endlich ist zu sagen, daß die ständig überstreckte Hand als krankhaft und unschön kaum weniger auffällt als die hängende Hand des nicht operierten Patienten.

Nun hat die Überstreckung im Handgelenk freilich einen Vorteil und ihm zuliebe wird ja die ganze Operation unternommen: sie ermöglicht einen kräftigen Faustschluß. In der Tat erzielte mein Patient bei der Prüfung der Schließkraft am Dynamometer einen recht schönen Druck, mehr als die Hälfte des von der gesunden Hand geleisteten Druckes und damit das Höchste, was ich überhaupt bei Radialisgelähmten gefunden habe. Aber abgesehen von dieser brotlosen

Kunstübung am Dynamometer bringt ihm diese Fähigkeit kaum einen Nutzen, denn bei allen im täglichen Leben vorkommenden Kraft erfordernden Arbeiten ist zugleich Beweglichkeit des Handgelenks nötig oder doch dringend erwünscht. So sehen wir die zunächst verwunderliche Tatsache, daß unser Patient mit der guten Faustkraft überhaupt nicht mit voller Faust zufaßt, sondern da, wo der Gesunde die Faust benützt, z. B. beim Anheben eines Stuhls, einer Kanne, sich der Fingerspitzenzange bedient. Der Grund ist, daß diese der Faust gegenüber ein Mehr an Beweglichkeit besitzt (§ 42), das der Patient heranzieht, um den Ausfall an Beweglichkeit im Handgelenk auszugleichen. Dies zeigt, daß auch bei diesen groben Verrichtungen das Mehr an Beweglichkeit wichtiger ist als das Mehr an Kraft. Im übrigen bleibt die ungeschickte operierte Hand darauf beschränkt, Hilfsdienste zu leisten und muß die eigentliche Arbeit der gesunden Hand überlassen, und für diese Hilfsdienste würde auch eine geringere Kraft ausreichen.

Dazu kommt ein Weiteres. Mein Patient klagt, daß die Finger bei jeder intensiveren Betätigung auffallend rasch ermüden. Nach unseren früheren Auseinandersetzungen (§ 7a) würde sich das ungezwungen daraus erklären, daß die Fingerbeugemuskeln infolge der starken Überstreckung im Handgelenk bei ihm stets über ihre natürliche Länge gedehnt und daher unter ungünstigen Bedingungen zu arbeiten gezwungen sind.

So ist also die Hand auf leichte Arbeit mit der Fingerspitzenzange beschränkt. Wie sehr diese durch die Ungeschicklichkeit des steifen Handgelenks und durch das starke Vorspringen seiner Beugefläche behindert ist, haben wir besprochen. Aber das ist nicht alles. Durch die Überstreckung ist ihr die Fähigkeit der Fingeröffnung genommen, welche sie sonst auch beim Radialisgelähmten dank der Tätigkeit der vom Ulnaris und Medianus versorgten kurzen Handmuskeln bei starker Handgelenksbeugung noch besitzt. Dafür ist ihm nun freilich durch die Verpflanzung gesunder Muskeln auf die Sehnen der gelähmten Fingerstrecker deren Wirkung wiedergegeben. Aber ein Gewinn gegen früher ist das eigentlich nicht, da ihm die Operation ja nur, was sie ihm selber in einem Akt nimmt, im andern wiedergibt. Im Gegenteil, die Greifweite ist bei meinem Patienten geringer als bei vielen andern Radialisgelähmten und reicht so wenig aus, daß er sich angewöhnt hat, der Streckung des Zeigefingers durch Nachdrücken mit dem Daumen nachzuhelfen. Dies läßt sich wohl verstehen, wenn wir bedenken, daß auch viele Gesunde bei überstrecktem Handgelenk Mühe haben, die Finger weit zu öffnen, da sich hierbei bereits die passive Insuffizienz der langen Fingerbeuger, über die wir früher ausführlich gesprochen haben (§ 29a), hindernd geltend macht.

Noch in einem weitern Punkt ist die neugewonnene Streckfähigkeit der alten gegenüber minderwertig. Mein Patient klagte mir, daß, wenn er die vier Finger strecken wolle, zunächst jedesmal das Handgelenk sich etwas strecke, eine Erscheinung, welche alle Hantierungen der Finger unsicher macht und ihn derart stört, daß er sich mit dem Gedanken trägt, sich einen Apparat zu bauen, der diese Streckung der Hand verhindern soll. Auch dieser Mißstand ist mechanisch wohl begreiflich und geradezu als notwendig vorauszusehen. Denn die langen Strecksehnen, mittels deren er seine Finger anhebt, überziehen außer den Fingergelenken auch das Handgelenk und greifen dabei an diesem mit einem größeren Hebel an als an den Fingern, üben also auf dieses ein größeres Drehmoment und eine energischere Wirkung aus, drehen daher zunächst dieses und erst, wenn es sich nicht mehr weiter drehen läßt, die Fingergelenke. Wenn dem Gesunden aus diesem Umstand keine Behinderung erwächst, so kommt das daher, daß bei ihm, wenn er die Finger öffnet, gleichzeitig mit der Zusammenziehung der langen Fingerstrecker eine Anspannung der Handgelenksbeuger, der Mus-

culi flexores carpi radialis et ulnaris, statthat, welche die Wirkung ersterer Muskeln auf das Handgelenk aufhebt. Wir haben daher diese Muskeln früher (§ 48) als Streckhelfer bezeichnet. Bei unserem Patienten nun hat die Operation diese beiden Muskeln ihrer bisherigen Aufgabe entzogen.

Allerdings ist ihm im Musculus palmaris longus noch ein Handgelenksbeuger geblieben. Aber dieser scheint die beiden andern nicht vertreten zu können. Bei meinem Patienten wenigstens hat eine willkürliche Anspannung dieses Muskels keine Beugung, sondern eine Streckung des Handgelenks zur Folge. Dies rührt offenbar daher, daß die drei Handgelenksbeuger synergisch zusammenzuarbeiten gewohnt sind, und daß dabei die Wirkung der beiden Flexores carpi die des Palmaris longus weitaus überwiegt, was, da diese beiden nach der Umpflanzung Handgelenkstrecker geworden sind, eine Streckung dieses Gelenks zur Folge haben muß. Eine Umschaltung im zentralen Nervensystem, durch welche der Palmaris zu unabhängiger kräftiger Beugewirkung befähigt würde, hat in den zwei Jahren, welche seit der Operation verflossen sind, trotz des hierauf gerichteten Wunsches des Patienten nicht stattgefunden. Ob eigens auf dieses Ziel eingestellte Übungen, welche ich dem Patienten nunmehr vorgeschlagen habe, praktische Erfolge erzielen werden, bleibt abzuwarten. Selbst wenn es gelänge, könnte die Kraft des schwachen Muskels sich als unzureichend erweisen, und vor allem ist zu befürchten, daß er zu willkürlicher präziser Feststellung des Handgelenks sich deshalb als ungeeignet erzeigen wird, weil sein Angriff am Handgelenk nur durch Vermittlung nachgiebiger Weichteile erfolgt. Er ist eben im Gegensatz zu den beiden eigentlichen Handgelenksbeugern nur im Nebenamt Handgelenkmuskel, in der Hauptsache Fascienspanner.

Der mit diesen Dingen nicht vertraute Leser wird vielleicht sich wundern, daß wir Bewegungen des Handgelenks bei unserm Patienten erörtern, wo doch dies Gelenk durch die bei der Operation ausgeführte Tenodese immobilisiert ist. Gewiß, es ist immobilisiert, aber nicht durch eine Ankylose oder irgendeine dieser gleichwertige feste Brücke, sondern nur durch die Spannung der stärkst verkürzten Sehnen der gelähmten Handgelenkstrecker, d. h. also durch ein elastisches Band, das eine gewisse Dehnung erlaubt und für gewöhnlich nicht ganz gespannt ist, daher dem Gelenk einen kleinen Bewegungsspielraum läßt, zu wenig, als daß er dem Patient irgendwie von Nutzen sein könnte, gerade genug, um ihn zu stören und die Zielsicherheit seiner Fingerstreckung und damit die Geschicklichkeit seiner Hand zu beeinträchtigen. Um anderseits diesen schädlichen Spielraum möglichst zu verringern, ist der Operateur, der dem Handgelenk seine Streckhelfer wegnimmt, gezwungen, ihm jene übertriebene Überstreckung zu geben, deren Nachteile wir zuvor besprachen.

Endlich macht sich bei komplizierten Bewegungen, z. B. beim Handhaben des Suppenlöffels, das Fehlen der individuellen Streckfähigkeit der Finger störend geltend. Die durch die Operation geschaffene Streckung hebt alle vier Finger gleichmäßig an; die Streckung, welche der Radialisgelähmte ohne Operation besitzt, oder welche ihm ein guter Fingerstreckapparat gibt, läßt sich weit mehr individualisieren (vgl. Fig. 101 u. andere).

Nicht nur die vier Finger, sondern auch der Daumen ist durch die Operation geschädigt und in seiner wichtigsten Tätigkeit, der Mithilfe beim Fingerspitzenschluß, beeinträchtigt. Er kann nämlich bei unserm Patienten nicht ganz opponiert werden. Ursache dieser Erscheinung ist, daß die Ansatzsehnen der Musculi abductor pollicis longus und extensor pollicis brevis (auf welche Sehnen der Musculus flexor carpi ulnaris verpflanzt ist), sich vorzeitig anspannen, trotzdem im übrigen die Längenabpassung dem Operateur ausgezeichnet gelungen ist.

Der Schluß, zu dem ich auf Grund der vorstehenden Untersuchungsergebnisse gelange, ist folgender: die Gebrauchsfähigkeit einer nach dem FRANKEschen Verfahren mittels Sehnenumpflanzung und Tenodese operierten Hand läßt auch unter günstigsten Verhältnissen viel zu wünschen übrig, so viel, daß man bezweifeln kann, ob der operierte Patient auch nur jenem nicht operierten Patienten gegenüber, der keine Prothese besitzt, im Vorteil ist. Zweifellos aber steht er einem mit besten Prothesen ausgerüsteten Gelähmten an Arbeitstüchtigkeit so sehr nach, daß der Vorteil der Befreiung von aller Apparatur, wenn dieser auch außerordentlich hoch bewertet werden muß, doch den Nachteil der so viel geringeren Leistungsfähigkeit im allgemeinen nicht aufwiegt. Ob dies vielleicht in einzelnen ganz besonders gelagerten Fällen, insbesondere bei gewissen Berufen, der Fall ist, lasse ich dahingestellt. Gewisse Unvollkommenheiten der Operation, welche mehr der Ausführung als der Idee derselben anhaften: die unvollständige Fixation und die übermäßige Überstreckung des Handgelenks, ließen sich vermutlich beseitigen, das Gesamtergebnis würde auch dann wohl noch unbefriedigend sein.

§ 101. Anderweitige Methoden der Sehnenverpflanzung und verwandte Operationen bei Radialislähmung.

Die Frage liegt nahe, ob nicht eine andere Art der Sehnenverpflanzung möglich ist, durch welche das zweifellos höchst erstrebenswerte Ziel der modernen Orthopädie, dem Patienten zum Gebrauch seines gelähmten Gliedes ohne Krücken und Stützen zu verhelfen, besser erreicht wird. In der Tat sind außer der FRANKEschen Operation noch eine Reihe von andern chirurgischen Eingriffen an Muskeln und Sehnen als Heilmittel der Radialislähmung empfohlen worden. Da ich aber keinen derart operierten Patienten zu untersuchen Gelegenheit hatte, will ich nur die betreffenden Operationsvorschläge, soweit sie mir bekannt geworden sind, hier aufzählen, eines Urteils über ihren Wert jedoch mich enthalten. Eines freilich ist in dieser Hinsicht von vornherein klar: wer gemäß unserm früher (§ 63) aufgestellten Leitsatz als das letzte und höchste Ziel unserer therapeutischen Maßnahmen die tunlichste Wiederherstellung der Arbeitstüchtigkeit des gelähmten Gliedes ansieht, der wird, ohne die Möglichkeit einer vorteilhaften operativen Lösung zu leugnen, doch von vornherein nicht mit großem Optimismus an dies Problem herantreten, indem er sich klarmacht, daß die Verhältnisse an der Hand weit ungünstiger liegen als am Fuß, wo die Sehnenverpflanzung zuerst ihre Triumpfe feierte. Dort haben wir, zumal bei dem seine Zehen nicht benützenden Kulturmenschen, eine Reihe sozusagen entbehrlicher Funktionen, welche wir aufgeben können, um den dadurch freigewordenen Muskeln wichtigere Funktionen zu übertragen, welche durch die Lähmung verlorengegangen sind. An der Hand dagegen mit ihrer erstaunlichen Vielseitigkeit der Leistungen gibt es keine Funktion, welche nicht ihre besondere Bedeutung hat, keine welche der, der sich einmal in das wundervolle Zusammenspiel aller ihrer Muskeln vertieft hat, leichten Herzens opfern wird.

Wir gehen nun zur Aufzählung einzelner Operationspläne über, wobei die erfreuliche Tatsache festzustellen ist, daß von einzelnen Operateuren die Wichtigkeit der Handgelenksbeweglichkeit erkannt und ihre Wiederherstellung zum Ziel der Therapie gemacht wird.

Schon FRANKE selbst (S. 766) hatte, ehe er zu seiner oben angegebenen Operationsmethode überging, in einem Fall den Musculus flexor carpi ulnaris auf das Sehnenende des gelähmten Musculus extensor carpi ulnaris verpflanzt in der Hoffnung, dadurch die aktive Streckfähigkeit des Handgelenks wiederherzustellen.

Diese Hoffnung schlug fehl, es wurde keine genügende Streckkraft erzielt. Wer unserer Untersuchung über die Handgelenkmuskeln (§ 43) gefolgt ist, wird sich darüber nicht wundern, sondern im Gegenteil urteilen, daß ein andres Ergebnis füglich nicht zu erwarten war. Solche überraschende Mißerfolge werden vermieden werden, wenn sich die Operateure die Arbeiten der Anatomen und Physiologen auf diesem Gebiet zunutze machen, um durch Rechnung und Experiment die Wirkung der beabsichtigten Verpflanzung im voraus zu ermitteln, wie das neuerdings erfreulicherweise zu geschehen anfängt (vgl. PERTHES und besonders BIESALSKI und MAYER, ferner unsere Erörterungen § 13, 45, nebst Fig. 37).

Sodann hat SCHANZ (S. 48) mitgeteilt, daß er bei „Radialislähmung bzw. Parese mit sehr gutem Erfolg den Flexor carpi radialis auf den Extensor carpi radialis überpflanzt" habe. Genauere Mitteilungen fehlen leider; nur über einen der SCHANZschen Fälle liegt eine Publikation von SCHEFFLER vor. Der radiale Beuger wurde auf den langen radialen Strecker verpflanzt. Das funktionelle Resultat war sehr gut, aber da gleichzeitig offenbar eine spontane Wiederkehr der Innervation einsetzte (die Finger konnten vollkommen gestreckt werden, es fehlte die Entartungsreaktion), so ist aus den etwas summarischen Angaben nicht auszumachen, wieviel von dem Heilerfolg auf Rechnung der Operation zu setzen ist.

PERTHES hat neben der typischen FRANKEschen Operation auch eine Abänderung derselben versucht, bei welcher die beiden Handgelenksbeuger auf die langen Strecker der vier Finger und des Daumens verpflanzt werden, die Tenodese des Handgelenks aber unterbleibt. Er berichtet über drei Fälle mit mäßigem, einen Fall mit sehr gutem Erfolg. Gerade bei letzterem Fall aber, der auf der Neurologenversammlung in Baden-Baden 1917 vorgestellt wurde und dort Aufsehen machte, scheint es zweifelhaft, ob nicht die gute Funktion einer spontanen Wiederherstellung des Nerven zu danken ist.

Ein negativer elektrischer Befund, welchen PERTHES gegen diese Annahme ins Feld führt (S. 339), beweist durchaus nichts, denn die elektrische Erregbarkeit kehrt oft erst lange nach der willkürlichen Erregbarkeit wieder. Diese altbekannte Tatsache (vgl. REMAK, Grundriß der Elektrodiagnostik und Elektrotherapie 1895, S. 75) konnte ich neuerdings wieder bestätigen. Bei einem Radialisgelähmten fand ich 22 Monate nach der Nervennaht willkürliche Anspannung sämtlicher Handgelenkstrecker und Daumenstrecker. Die Hand konnte am wagerecht hinausgehaltenen Arm bis zu einer Überstreckung von +10° erhoben werden. Trotzdem gelang es weder mir noch einem neurologischen Fachmann irgendeine elektrische Reaktion der Streckmuskeln am Vorderarm nachzuweisen.

Die Erkenntnis von der Bedeutung der Handgelenksbewegungen ist freilich noch keineswegs allgemein durchgedrungen. WEITZ verpflanzt die Musculi flexores carpi auf die Ansätze der Musculi extensores carpi radialis longus und ulnaris, und zwar im Anschluß an die Nervennaht des Radialis, weil „nach der Nervennaht die Regeneration des Nerven bzw. seine Funktionsfähigkeit, wenn überhaupt, dann doch in der größten Mehrzahl der Fälle sehr spät eintritt". Er hält also die volle Handgelenksbeweglichkeit für so wenig wichtig, daß er eine schwere und bleibende Störung derselben in demselben Augenblick setzen zu dürfen glaubt, wo er selber noch mit der Möglichkeit einer Regeneration des Nerven und damit einer Restitutio in integrum rechnet!

PERTHES hat dann in seiner großen und wertvollen Arbeit noch einige weitere Operationspläne mitgeteilt, auf welche einzugehen jedoch zu weit führen würde. Dasselbe gilt für die von GESSNER, GESSNER und RIEDEL, LENGFELLNER, ORTH,

Axhausen, Stoffel (auf der Hauptversammlung der Prüfstelle für Ersatzglieder 1918 gemäß dem von Hohmann erstatteten Bericht) angegebenen Methoden. Sie alle schließen sich mehr oder weniger den schon besprochenen an und gehen nur insofern über sie hinaus, als mehrfach versucht wird, neben den Beugemuskeln des Handgelenks auch die langen Beuger der Finger auf die Sehnen der gelähmten Strecker zu verpflanzen.

Sodann ist statt der Sehnenverpflanzung mit gleichzeitiger Immobilisierung des Handgelenks auch letztere allein empfohlen worden. So von Egloff und von Sudeck, welche zu diesem Zwecke die Tenodese der gelähmten Handgelenkstrecker ausführen, so von Ernst Müller und Ansinn, welche durch Einpflanzung eines Streifens der Fascia lata femoris die Aufgabe lösen, „die Beugestellung des Handgelenks zu verhindern". Quetsch endlich schlägt die Verkürzung sämtlicher Strecksehnen am Handgelenk vor. Das funktionelle Ergebnis aller dieser Operationen ist natürlich sehr bescheiden, zum Teil sind sie allerdings auch bloß als zeitweilige Behelfe gedacht.

Hammesfahr endlich ermöglicht aktive Fingerstreckung dadurch, daß er die distalen Sehnenenden der Fingerstreckmuskeln in solcher Weise mit dem Speichenknochen verbindet, daß bei Pronation des Vorderarms gleichzeitig ein Zug an diesen Sehnen ausgeübt wird.

§ 102. Krankengeschichte.

Traumatische Radialislähmung, Sehnenverpflanzung nach Franke, spontane Wiederkehr der Innervation. — Funktionelles Ergebnis der Operation.

Patient ist 25 J. alt, Kandidat der Medizin, war früher stets gesund, wurde vor etwa 3 Jahren (20. 8. 14) am linken Ellenbogen durch ein Infanteriegeschoß verletzt, das den Radius etwa 4 cm unterhalb des Köpfchens durchschlug und zerplitterte. Der Knochenbruch wurde am 9. Tage eingerichtet und geschient und heilte rasch in guter Stellung. 6 Wochen nach der Verletzung war die Wunde geschlossen, jedoch das Ellenbogengelenk versteift. Außerdem wurde Anfang Oktober „eine motorische Lähmung der vom Radialis versorgten Muskulatur des linken Unterarms festgestellt. Elektrisch war keine Zuckung auszulösen. Sensible Störungen fehlten anscheinend. Die Röntgenaufnahme zeigte, daß sich an der Bruchstelle des Radius ein sehr starker Callus luxurians entwickelt hatte."

Erste Operation am 25. Nov. 1914: „Freilegung des Radialis am Ellenbogen und Verfolgung des Nerven peripheriewärts. Es zeigt sich, daß die Muskelmasse des Supinator longus und Extensor carpi radialis longus an der Stelle der Fraktur vollständig durch Callus und Bindegewebe auf eine Länge von 6—7 cm angefüllt ist. Bis in diese Gewebsmasse ließ sich der Nervus radialis freilegen, weiterhin jedoch konnte man seiner Spur nicht folgen. Es wurde dann der Callus und die Bindegewebsmassen entfernt. Die Heilung war ungestört."

Eine zweite Operation wurde am 7. Jan. 1915, also $4^1/_2$ Monat nach der Verletzung, ausgeführt: „Die vom Radialis versorgte Muskulatur sieht gut aus. Fixation der Sehnen des Extensor carpi radialis longus und brevis und des Extensor carpi ulnaris auf Radius bzw. Ulna in Streckstellung der Hand. Transplantation des Flexor carpi radialis auf die gesamte Daumenstreckmuskulatur in geringer Abduktionsstellung des Daumens. Transplantation des Flexor carpi ulnaris auf den Extensor digitorum communis in Streckstellung der Finger." Bereits $1^1/_2$ Monate nach der Operation wurde festgestellt, daß die überpflanzten Muskeln arbeiteten. Die Wunden heilten gut.

Befund November 1917. Auf der Streckseite des linken Vorderarms etwa 5 cm distal und etwas ulnar vom Olekranon befindet sich eine etwa bohnengroße glatte Narbe (Einschuß), eine etwa doppelt so große leicht eingezogene Narbe in der Mitte der lateralen Seite des Oberarms (Ausschuß). Eine etwa 20 cm lange Operationsnarbe läuft im untern Drittel des Oberarms und obern Drittel des Vorderarms am radialen Rand der Beugeseite entlang, zwei weitere etwa halb so lange Operationsnarben laufen unmittelbar oberhalb des Handgelenks, die eine am ulnaren, die andre am radialen Rand der Streckseite des Vorderarms entlang. Das obere Ende des Radius ist auf eine Länge von etwa 5 cm stark verdickt zu fühlen. Das Röntgen-

bild zeigt den Radius frei, dagegen leicht deformiert. Der Umfang des Oberarms ebenso wie des Vorderarms beträgt rechts 2 cm mehr als links, der Umfang der Mittelhand ist beiderseits derselbe. Keine auffälligen lokalen Atrophien.

Motilität: Ellenbogenbewegungen normal. Bei der aktiven Beugung tritt der angespannte Bauch des Musculus brachioradialis deutlich hervor, wiewohl weniger stark als auf der gesunden Seite. Rotation des Vorderarms ist bloß in einem Gesamtumfang von etwa 43° um die rotatorische Mittelstellung herum möglich. Sowohl Supination wie Pronation erfolgt mit guter Kraft, bei der Supination scheint der Bauch des Musculus supinator zu erhärten.

Das Handgelenk steht in starker Überstreckung, welche mit dem Moeltgenschen Winkelmesser zu −48° gemessen wird (also einem Handgelenkswinkel von $\varphi = -52°$ entspricht gemäß § 60a, vgl. auch oben § 75 Anm.). Zugleich besteht eine leichte radiale Abduktion von etwa +10°. Das Handgelenk kann aktiv und passiv bis auf −65° (nach Moeltgen) weiter überstreckt, ferner passiv bis zum Streckwinkel −35° gebeugt werden. Es besteht also ein passiver Gesamtausschlag von 30°. Die aktive Streckung ist mit leichter radialer Abduktion verknüpft, welche jedoch ausgeschaltet wird, wenn gleichzeitig die Finger gestreckt werden. Sie geschieht unter deutlich fühlbarer Anspannung der Sehnen der Musculi extensores carpi radiales zu denen, noch die Anspannung der Fingerstrecksehnen hinzutreten kann. Schwache aktive Anspannung der Sehne des Musculus extensor carpi ulnaris ist gleichfalls gelegentlich festzustellen. Eine radiale Seitwärtsbewegung der Hand von allerdings sehr geringem Umfang kann aktiv betätigt werden durch gleichzeitige Anspannung des Musculus extensor carpi radialis longus und des auf die Daumenstrecksehnen verpflanzten Musculus flexor carpi radialis. Aktive Beugung fehlt.. Beim Versuch dazu spannt sich allerdings der Musculus palmaris longus an, aber gleichzeitig werden Finger und Daumen gestreckt vermöge der Anspannung der auf die Strecksehnen der Finger vernähten Handgelenksbeuger. Nur ausnahmsweise gelingt eine ganz schwache Beugung der Hand bei unbewegt bleibenden Fingern.

Die vier Finger werden gewöhnlich in der Stellung des Fingerspitzenschlusses gehalten: Grund- und Mittelgelenk je etwa +60° gebeugt, Endgelenk fast gestreckt. Passive Bewegung der Fingergelenke normal. Aktiv ist gleichzeitige Streckung im Grundgelenk bis +40°, im Mittelgelenk bis +20°, im Endgelenk bis 0° möglich. Dabei findet meist gleichzeitig oder noch vor der Fingerstreckung eine geringe Streckung im Handgelenk statt. Isolierte Streckung eines einzelnen Fingers ist nur in den Interphalangealgelenken möglich unter gleichzeitiger verstärkter Beugung des Grundgelenks. Die Beugung der Finger ist normal.

Am Daumen ist die Beugung im Wurzelgelenk sowie im Grundgelenk und besonders in beiden Gelenken zusammen aktiv und passiv nicht in ganz gleichem Umfang möglich wie auf der gesunden Seite. Die Behinderung ist bedingt durch die Anspannung der Sehnen der Musculi abductor pollicis longus und extensor pollicis brevis (auf welche der Musculus flexor carpi radialis vernäht ist). Ferner ist dadurch die Opposition leicht behindert, indem die Rotation des Daumens um etwa 20° hinter der des gesunden Daumens zurückbleibt. Bei starker Streckung bleibt das Endglied in der Streckung etwas zurück, sonst aktive Beweglichkeit annähernd normal.

Patient klagt vor allem über rasche Ermüdung beim Gebrauch der Hand, zumal wenn er etwas mit den Fingerspitzen festhält, ferner über geringe Geschicklichkeit der Hand, welche nach seiner Ansicht teils durch die behinderte Rotation des Vorderarms, teils durch die unwillkürliche Streckung im Handgelenk, welche die gewollte Streckung der Finger begleitet, bedingt ist. Sodann ist er dadurch vielfach, beispielsweise beim Knöpfen, behindert, daß das vorstehende Handgelenk die Finger nicht herankommen läßt. Die Handgelenksüberstreckung veranlaßt ihn vielfach statt von oben von unten her zu fassen, z. B. den Griff einer Schublade, welche er öffnen will. Auch stößt er sich oft an den vorstehenden Knöcheln der Fingergrundgelenke. Gabel oder Löffel mit der kranken Hand zum Mund zu führen, ist deshalb unmöglich oder sehr erschwert, weil das Handgelenk steif ist und die Finger nicht genügend isoliert bewegt werden können, um den Stiel des Instruments zu drehen. Beim Schreiben ist das Festhalten des Papiers mit den Fingern der linken Hand durch das vorstehende Handgelenk unmöglich gemacht; Patient kann das Papier nur durch Aufdrücken des Kleinfingerballens festhalten, oder muß, wenn er die Fingerspitzen benützen will, das Papier an die Tischkante schieben und mit dieser zusammen einklemmen. Die volle Faust benützt er fast gar nicht,

sondern hebt beispielsweise einen Krug oder Stuhl mit den Fingerspitzen hoch, offenbar weil die steife Faust zu ungeschickt ist, während die Fingerspitzenzange ihm etwas mehr Beweglichkeit gestattet. Die Haltungen der Finger bei diesen Verrichtungen sind durchweg anormal; es werden vorzugsweise Zeige- und Mittelfinger zum Greifen, die beiden ulnaren Finger zum Gegenstützen benutzt. Auch den Griff des Fahrrads faßt er nicht mit der Faust, sondern mit einer Art von Fingerspitzenschluß. Weitere Einzelheiten wurden schon in § 100 mitgeteilt.

Die Beugelähmungen der Hand und der Finger (Ulnaris- und Medianuslähmung).

Klinischer Teil.

Die Motilität des Beugegelähmten.

§ 103. Die Ulnarislähmung.

Lähmung des Nervus ulnaris bewirkt folgende motorische Ausfallerscheinungen: Infolge der Unfähigkeit des Musculus flexor carpi ulnaris ist die gleichzeitige Flexion und ulnare Abduktion der Hand weniger ausgiebig und kraftvoll als sonst, fehlt aber keineswegs ganz, da die benachbarten Handgelenksbeweger zur Ausführung dieser Drehung genügen (vgl. Tabelle 7 und Fig. 36, 37). Die früher besprochenen Hauptfunktionen des Handgelenks sind nicht wesentlich beeinträchtigt.

Infolge der Lähmung der ulnaren Hälfte des Musculus flexor digitorum profundus und der sämtlichen Musculi interossei ist die Beugekraft aller vier Finger besonders aber des kleinen und Ringfingers stark vermindert, auch die Beugung zumal ihres Endgliedes unvollkommen. Trotzdem können alle Finger noch völlig oder fast völlig in die Hohlhand eingeschlagen werden, da ja die vom Nervus medianus versorgte größere Hälfte der langen Fingerbeugemuskeln in normaler Weise arbeitet. Die Kraft des Faustschlusses ist natürlich verringert, genügt aber doch für viele Verrichtungen.

Der Ausfall sämtlicher Musculi interossei sowie der Musculi lumbricales III, IV und oft auch II hat noch manche andre Unvollkommenheiten in der feineren Bewegung der Finger zur Folge. Am Mittel-, Ring- und kleinen Finger fehlt die Seitwärtsbewegung, während sie dem Zeigefinger dank seiner doppelten Streckmuskeln, dank vielleicht auch seinem vom Nervus medianus versorgten Musculus lumbricalis I leidlich erhalten ist. Spuren davon sind gelegentlich auch noch beim kleinen Finger, der ja auch doppelte Streckmuskeln besitzen kann, vorhanden. Keiner der vier Finger ist mehr imstande, eine kräftige Beugung des Grundgelenks bei gestreckten Interphalangealgelenken auszuführen, d. h. sich in Schaufelstellung zu begeben. Beim Daumen ist die Adduktion, welche ohne den Musculus adductor pollicis bewirkt werden muß, nur unvollkommen und wenig kräftig.

Wichtiger noch ist, daß die Streckung in den Interphalangealgelenken der beiden ulnaren Finger sehr unvollständig ist oder fehlt, während im Zeigefinger und meistens auch im Mittelfinger nur die Kraft, nicht aber das Ausmaß der Streckung vermindert zu sein pflegt. Dies kommt daher,

daß bei diesen Fingern die Musculi lumbricales vom Nervus medianus versorgt werden, außerdem beim Zeigefinger vielleicht auch von der größern Kraft seiner doppelten Streckmuskeln (vgl. Tabelle 15). Der Daumen ist natürlich in seiner Streckung ganz unbehindert und, da die Streckung des Zeigefingers fast gar nicht, die des Mittelfingers nur wenig beeinträchtigt ist, so bleibt die Greifweite der Hand nahezu normal, nur werden die beiden ulnaren Finger beim Ergreifen meist nicht benutzt.

Die Ruhelage der zwei oder drei ulnaren Finger, welche nur noch unter der Herrschaft der Musculi extensor digitorum communis und flexor digitorum sublimis stehen, ist gemäß unsrer früheren Überlegung jene Abart des Krallenfingers, welche wir als Knickfinger bezeichnet haben und welche durch die starke Beugung des Mittelgelenks charakterisiert ist, während das Endgelenk nur schwach gebeugt, das Grundgelenk gestreckt

Fig. 179. Ruhelage der Finger bei Ulnarislähmung: Knickfinger.

Fig. 180. Ruhelage der Finger bei Ulnarislähmung: Knickfinger, die Grundgelenke infolge lähmungssinniger Kontraktur gebeugt.

oder überstreckt, seltener gebeugt ist. Vgl. Fig. 179, 180 = Fig. 34e, g und § 41, § 37. Überstreckung des Grundgelenks kommt durch das Übergewicht des nicht gelähmten langen Streckers an diesem Gelenk zustande, Beugung bei Schwäche dieses Muskels durch das Übergewicht der Muskulatur mit dem größern Querschnitt; vgl. das früher, § 33, über gegenmuskelsinnige und lähmungssinnige Verschiebung der Ruhelage Gesagte. Knickfinger fehlen natürlich in den Fällen, wo die Verletzung so peripher sitzt, daß die Lähmung bloß die kurzen Handmuskeln betrifft. Der Daumen, im übrigen normal, steht etwas nach einwärts gedreht, proniert, so daß die Innenfläche mehr als sonst in die Hohlhand schaut.

Auffallend oft kommt es zu Versteifungen der Interphalangealgelenke in Knickfingerhaltung, was wie wir früher besprachen (vgl. § 34) wohl damit zusammenhängt, daß der Patient die ulnaren Finger nicht mehr zu benutzen pflegt. Die Beugestellung des Mittelgelenks ist dabei oft so

hochgradig, daß die Nagelspitzen sich in das Fleisch der Hohlhand eingraben.

Dies ist denn auch diejenige Anomalie, durch welche die Verrichtungen der Hand am ehesten gestört werden: die in die Hohlhand eingeschlagenen Finger behindern den Faustschluß, indem sie dort den Platz für den zu fassenden Gegenstand wegnehmen. Diese Störung veranlaßt den Patienten orthopädische Hilfe aufzusuchen, die auch wirksam gewährt werden kann.

Ist diese Störung beseitigt oder vielleicht gar nicht eingetreten, so vermag der Patient mit Zeige- und Mittelfinger sowie Daumenballen einen Faustschluß zu erzielen, ferner mit den drei radialen Fingern die Fingerspitzenzange zu schließen und ausgiebig zu öffnen. Die beiden ulnaren Finger arbeiten im allgemeinen nicht mit; vielmehr haben wir nur eine Dreifinger-Faust und eine Dreifinger-Spitzenzange. Dabei ist die Teilnahme des Mittelfingers entsprechend der bekanntlich wechselnden Innervation desselben eine verschiedene, sein Verhalten überhaupt einmal dem des Zeigefingers, ein andermal dem der beiden ulnaren Finger ähnlicher. Die Kraft der Faust ist infolge des Ausfalls dieser Finger sowie verschiedener Muskeln an den noch tätigen Fingern natürlich verringert. Gleiches gilt vom Fingerspitzenschluß. Hier ist es besonders das Fehlen des Musculus adductor pollicis, das sich unangenehm bemerkbar macht und leicht zu dem früher besprochenen Umkippen des Daumenendgliedes führt (vgl. Fig. 188 und § 40). Trotz der besprochenen verschiedenen Unvollkommenheiten vermag der Patient zahlreiche Hantierungen mit ausreichender Kraft und Geschicklichkeit zu vollführen.

§ 104. Die Medianuslähmung.

Die Lähmung des Nervus medianus verändert die Bewegungsfähigkeit der Hand in folgender Weise: Die Untätigkeit der Musculi pronatores erschwert die Rotation des Vorderarms, hebt sie aber nicht auf. Denn bei gebeugtem Ellenbogen arbeiten die vom Nervus radialis versorgten Vorderarmmuskeln, insbesondere der Musculus brachioradialis und extensor carpi radialis longus als Pronatoren, bei gestrecktem Arm tritt die Drehung aus dem Schultergelenk stellvertretend ein. Die rotierende Wirkung der genannten Muskeln erklärt sich daraus, daß sie bei supiniertem Vorderarm schräg oder wenn man will, spiralig gedreht liegen, Pronation aber diese Drehung aufhebt und somit Ursprung und Ansatz einander nähert. Die pronatorische Verkürzung ist durch direkte Messung am anatomischen Präparat nachgewiesen worden (R. Fick 1911 S. 351 und Grohmann).

Diese stellvertretende Pronation ist freilich durchaus kein vollwertiger Ersatz der richtigen Medianuspronation: sie führt wenigstens bei gebeugtem Ellenbogen den Vorderarm nicht wesentlich über die Mittelstellung zwischen Pro- und Supination hinaus und vermag nur im ersten Beginn, d. h. bei stark supiniertem Vorderarm erhebliche Kraft zu entwickeln. Wenn trotzdem der Patient durch diesen Mangel verhältnismäßig wenig behindert erscheint, so ist es wesentlich deshalb, weil hier eine passive Ersatzbewegungsmöglichkeit ihm aufs glücklichste zu Hilfe kommt. Er braucht nämlich den horizontal gehaltenen Vorderarm nur bis zur Mittel-

stellung oder noch nicht einmal so weit aktiv zu rotieren und dann die Hand fallen zu lassen, so dreht sie durch ihr Eigengewicht den Arm weiter und vollendet die Pronation.

Manchmal aber vermag der Patient dank einer weitern Ersatzbewegungsmöglichkeit auch aktiv eine vollkommene Pronation zu leisten. Nämlich dann, wenn die Musculi flexor carpi radialis und palmaris longus etwas geschrumpft und verkürzt sind. Diese Muskeln sind nämlich wirksame Pronatoren aus gleichem Grund wie die eben erwähnten pronierenden Muskeln der Streckseite, können aber natürlich bei einer Lähmung des Nervus medianus nicht mehr aktiv betätigt werden. Dagegen können sie, wenn etwas verkürzt und daher passiv insuffizient (§ 29a) durch kräftige Handgelenksstreckung bei gleichzeitiger Ulnarabduktion, wie sie durch ihre Antagonisten, die Musculi extensor carpi ulnaris und radialis brevis bewirkt wird, passiv gespannt werden und üben dann ihre pronierende Wirkung aus. Solche Patienten beginnen daher die Pronation unter kräftiger Kontraktion des Musculus bracchioradialis und des Musculus extensor carpi radialis longus und vollenden sie in ulnarer Abduktion durch die Zusammenziehung des Musculus extensor carpi radialis brevis und ulnaris.

Der Ausfall der Musculi flexor carpi radialis und palmaris longus vermindert die Beugekraft des Handgelenks, hebt aber die Beugung nicht auf, da die Musculi flexor carpi ulnaris und abductor pollicis longus zur Beugung genügen. Die Seitwärtsbewegung ist nicht wesentlich behindert.

Was die Finger anlangt, so ist die Beugung insbesondere der Mittel- und Endglieder durch den Ausfall der Musculi flexores digitorum schwer beeinträchtigt, aber nicht aufgehoben. Die zwei oder drei letzten Finger werden durch ihren vom Nervus ulnaris versorgten tiefen Beugemuskel noch kräftig gebeugt. Beim Zeigefinger ist nur durch die Überstreckung des Handgelenks und die dadurch bewirkte Verlängerung der Bahn seiner Beugesehnen und Geltendmachung ihrer passiven Insuffizienz eine höchst unvollkommene Beugung des Mittel- und Endgliedes zu erzielen, während die Beugung im Grundgelenk auch bei diesem Finger durch die Musculi interossei ausreichend besorgt wird. Auch dem Daumen, dessen Flexor longus ausfällt, fehlt die Beugung im Endgelenk oder ist höchstens durch Ausnutzung der passiven Insuffizienz dieses Muskels andeutungsweise zu erreichen. Dagegen können seine beiden andern Gelenke ausgiebig, wenn auch mit wenig Kraft, gebeugt werden dank dem Adductor pollicis, der ganz, und dem Flexor pollicis brevis, der zur Hälfte vom Nervus ulnaris versorgt wird.

Was die Ruhehaltung anlangt, so hat der Wegfall aller langen Beugemuskeln zur Folge, daß Zeigefinger und Daumen gewöhnlich fast völlig gestreckt stehen, außerdem ist der Daumen reponiert, adduziert und supiniert, da die Daumenballenmuskeln dem Zug des Adductor und der Extensores pollicis nicht mehr das Gegengewicht halten. Wenn dann der Patient noch eine Anstrengung zur Beugung der Fingerspitzen macht, welche nur in den drei ulnaren Fingern zum Erfolg führt, so haben wir das früher besprochene charakteristische Bild der Hand des Eins-zwei-

Zählenden vor uns; wegen der supinierten Stellung des Daumens spricht man auch von Affenhand (Fig. 181, 182 = Fig. 34h, i und § 41).

Was die Verrichtungen der gelähmten Hand anlangt, so ist der schwerste Schaden der, daß durch den Ausfall der Daumenmuskulatur die Gegenüberstellung des Daumens und damit der richtige Fingerspitzenschluß unmöglich wird. Einen unvollkommenen Ersatz bietet die Fähigkeit, Zeigefinger und Daumen aneinander zu drücken (Musculi adductor pollicis und interosseus dorsalis indicis) allerdings nicht mit den Fingerbeeren, sondern mit den Seitenflächen. Die Kraft dieses Daumen-Zeigefingerseitenschlusses, wie wir ihn früher nannten (§ 42, Fig. 35h) genügt, um leichte Gegenstände zu halten. Ferner bleibt dem Gelähmten ein allerdings recht mangelhafter Faustschluß übrig, mangelhaft nicht nur deshalb, weil bloß die drei ulnaren Finger mit ihrer obendrein verminderten Kraft sich daran beteiligen, sondern auch deshalb, weil die Mitarbeit das Daumenballens fehlt. Verglichen mit dem Ulnarisgelähmten, ist der Medianusgelähmte in bezug auf Greiffähigkeit entschieden schlechter gestellt. Nicht nur fehlt ihm die Fingerspitzenzange, die jener besitzt, sondern seine Dreifinger-Faust ist auch weit weniger wertvoll als die des Ulnarisgelähmten, da ihr die wichtigen beiden radialen Finger fehlen, jener dagegen nur die beiden unwichtigen ulnaren Finger. Die Öffnung sowohl der Faust wie der beschriebenen primitiven Fingerzange geschieht in ausreichender Weise durch die langen Streckmuskeln einschließlich des Musculus abductor pollicis longus und durch die Zwischenknochenmuskeln.

Fig. 181. Ruhelage der Finger bei Medianuslähmung.

Fig. 182. Faustschluß bei Medianuslähmung: starrgestreckter Daumen und Zeigefinger, Hand des Eins-zwei-Zählenden.

In Summa vermag die Hand des Medianusgelähmten unter günstigen Umständen noch vielerlei Hantierungen auszuführen, wie das beispielsweise der von LÉTIÉVANT ausführlich beschriebene Fall zeigt, auf welchen ich den Leser hinweise, zumal da ich selbst keinen reinen Fall dauernder völliger Lähmung des Nervus medianus zu beobachten Gelegenheit hatte. Eben deswegen weiß ich auch nicht zu beurteilen, ob etwa durch Prothesen noch eine Erhöhung der Leistungsfähigkeit möglich und angezeigt ist. Zutreffendenfalls würden wohl die gleichen Apparate die wir sonst bei Beugelähmung der Finger verwenden auch hier Dienste leisten können.

§ 105. Die vollständige Beugelähmung (gleichzeitige Ulnaris- und Medianuslähmung).

Verhältnismäßig häufig sind beide Beugenerven, Medianus und Ulnaris, gleichzeitig geschädigt, was bei ihrer anatomischen Nachbarschaft begreiflich ist, und gar nicht selten ist die Lähmung eine vollständige oder

doch so weitgehende, daß sie praktisch einer vollständigen gleichkommt. Dem Patienten fehlen damit die Muskeln für die Pronation des Vorderarms, für die Beugung von Hand und Fingern, für das Spreizen der Finger und die Streckung der Mittel- und Endglieder der vier Finger und für die feineren Bewegungen des Daumens, welche von seinen kurzen Muskeln besorgt werden. Freilich sind für die meisten dieser vielen ausfallenden Bewegungen Ersatzmöglichkeiten vorhanden, auf welche wir gleich zu sprechen kommen.

Da nur noch die vom Nervus radialis versorgten Streckmuskeln tüchtig geblieben sind, so bestimmen sie die Ruhehaltung der Hand und diese ist dementsprechend eine Streckung aller Hand- und Fingergelenke bei gleichzeitiger leichter Spreizung, d. h. die schon beschriebene klaffende Hand (§ 41), welche zusammen mit der starken Atrophie aller Weichteile und Knochen sowie der Glanzhaut ein sehr charakteristisches Bild darstellt. Die Streckung der Interphalangealgelenke ist oft unvollkommen, da ja, wie wir wissen, bei gestrecktem Hand- und Grundgelenk die Wirkung des langen Streckmuskels auf diese Gelenke gering ist und völlig versagt, wenn nur eine leichte Gegenkraft in beugendem Sinn wirksam ist. Diese Gegenkraft ist vorhanden, wenn die Lähmung der langen Beuger keine ganz vollkommene ist und wir also einen Übergang zu dem sogleich zu beschreibenden Krankheitsbild der Lähmung der kurzen Fingermuskeln vor uns haben, oder wenn infolge langer Stillegung der Hand in einem fixierenden Verband Schrumpfung dieser Muskeln sich eingestellt hat. In diesem Fall nähert sich die Ruhehaltung der Krallenstellung. Starke Überstreckung der Grundgelenke sehen wir, wenn eine Kontraktur der gelähmten Musculi flexores carpi das Handgelenk dauernd gebeugt hält und dadurch die Streckwirkung des Musculus extensor digitorum verstärkt.

Fig. 183. Gewöhnliche Haltung (Ruhelage) und darunter versuchter Faustschluß bei gleichzeitiger Ulnaris- und Medianuslähmung.

Wie weit vermag der Patient die Hand zu bewegen und die Finger aus ihrer Ruhehaltung herauszubringen? Beugung des Handgelenks kann er rein passiv dadurch erzielen, daß er nach Erschlaffung der Handstrecker das Gewicht der Hand wirken läßt. Außerdem aber vermag er durch Anspannung des vom Nervus radialis versorgten Musculus abductor pollicis longus eine aktive Handgelenksbeugung zu bewirken, welche allerdings wenig ausgiebig und wenig kraftvoll ist. Man erkennt diese besondere Art

der Beugung außer an der Anspannung der betreffenden Sehne daran, daß sie stets mit einer Abduktion des Daumens zusammengeht. Dagegen braucht sie nicht mit einer radialen Abduktion der Hand verbunden zu sein, indem die abduktorische Komponente unsres Muskels für das Handgelenk durch den Musculus extensor carpi ulnaris aufgehoben wird. Streckung sowie Seitwärtsbewegung im Handgelenk sind durch die vom Nervus radialis versorgten Handgelenksbeweger in durchaus befriedigender Weise besorgt; vergleiche unsre früheren Erörterungen (§ 43) und besonders die Tabelle 7. Bezüglich der Pronation des Vorderarms gilt genau dasselbe wie für den Medianusgelähmten: sie wird trotz Ausfalls der Musculi pronatores durch die vom Nervus radialis versorgten Muskeln unter Mithilfe des Eigengewichts der Hand und einiger andrer helfender Momente, welche wir oben besprochen haben, ermöglicht.

Wir kommen nun zu den Bewegungen der vier Finger. Fordern wir den Patienten auf, die Faust zu schließen, so sehen wir meist, und wer zum erstenmal solchen Patienten untersucht, sieht mit Staunen, daß er die beugegelähmten vier Finger ausgiebig beugt (vgl. Fig. 183), allerdings nicht so weit, daß die Fingerspitzen die Handfläche berühren, sondern nur etwa halb so weit, so daß sie senkrecht über die Handfläche zu stehen kommen — aber nur, indem er gleichzeitig das Handgelenk kräftig überstreckt. Wir haben es mit einer Ersatzbewegung durch Bahnverkürzung und passive Insuffizienz der gelähmten Muskeln für den Spielraum ihrer Gelenke zu tun, deren Mechanismus auf Grund unsrer frühern Überlegung (§§ 29 a, 35) wohl ohne weiteres verständlich sein wird. Sie ist besonders schön zu beobachten, wenn die langen Beugemuskeln etwas verkürzt sind. Leider reicht das Ausmaß dieser Bewegung eben nicht mehr hin, um das Erfassen eines Gegenstandes zu ermöglichen, abgesehen davon, daß die Kraft natürlich auch nur recht gering ist. Ausnahmsweise allerdings gelingt es einen sehr dicken und nicht zu schweren Gegenstand zu halten. So konnte Létiévants Patient (S. 115) ein halbvolles Bierglas zum Munde führen. Die Beugung findet ziemlich gleichmäßig in allen drei Gelenken statt.

Der Daumen kann auf demselben Wege meist gleichfalls, jedoch nur wenig ausgiebig gebeugt werden. Bei ihm wird außerdem gelegentlich dadurch eine ziemlich ausgiebige Beugung erzielt oder vielmehr vorgetäuscht, daß der Patient die bisher leicht angespannten Strecksehnen vollkommen erschlafft und den Daumen durch sein eigenes Gewicht herabsinken läßt.

Aktive Streckung ist beim Daumen in allen Gelenken gut ausführbar, bei den übrigen Fingern kann nur das Grundgelenk kräftig gestreckt und überstreckt werden, dagegen ist die Streckung der Interphalangealgelenke infolge des Ausfalls der Musculi interossei und lumbricales sowie leichter Schrumpfungen der gelähmten langen Beugemuskeln oft unvollkommen; am besten gelingt sie meist im Zeigefinger. Verhindert man dagegen die Streckung im Grundgelenk durch Gegenhalten, so können nunmehr die Interphalangealgelenke leidlich gestreckt werden. Auch ohne solche Nachhilfe gelingt völlige Streckung falls noch keinerlei Schrumpfung eingetreten ist (vgl. § 37 Seite 177).

Was vermag der Patient mit dieser Hand zu leisten? Hier ist es trotz

der besprochenen Ersatzbewegungsmöglichkeiten traurig bestellt. Die klaffende Hand ist im allgemeinen unfähig, irgend etwas zu fassen und zu halten, ja ist meist nicht einmal zum Tragen einer Last auf dem stets offenen Handteller zu gebrauchen, da sie dabei, weil durch die Handbeuger nicht fixiert, in schmerzhafte Überstreckung verfällt. Der Patient ist nicht besser daran als einer, dem die Hand ganz fehlt. Die klaffende Hand ausgestreckt wie die des Bettlers, der um eine Gabe fleht, und doch unfähig, diese Gabe in Empfang zu nehmen, erscheint als das Sinnbild der Hilflosigkeit.

§ 106. Lähmung der kurzen Fingermuskeln.

Im allgemeinen ergeben sich aus dem Symptomkomplex der allumfassenden Lähmung die klinischen Bilder der nur einen Teil der Muskeln treffenden auswahlsweisen Lähmungen ohne weiteres, weswegen ich besondere Schilderungen derselben bisher unterlassen habe. Bei der teilweisen Lähmung der beiden Beugenerven der Finger jedoch kommt ein eigenartiges typisches Bild zustande, das, weil auch praktisch wichtig, besondere Beschreibung verdient. Es ist dies die Lähmung der kurzen Fingermuskeln bei erhaltener Tätigkeit der langen Muskeln. Ich habe diese Kombination dreimal beobachtet. Alle drei Patienten hatten anfangs eine allumfassende Beugelähmung gehabt; in einem Fall war die Nervenlösung, in den andern Resektion und Naht beider Beugenerven gemacht worden. Dann ist die Funktion der langen Muskeln mehr oder weniger vollkommen wiedergekehrt, während die der kurzen zunächst wenigstens ausblieb. Die Regeneration der die langen Muskeln versorgenden Nerven kommt anscheinend nicht nur schneller zustande, was ja bekannt und aus unsern theoretischen Anschauungen über das Wiederauswachsen der Nerven wohl verständlich ist, sondern geht auch häufiger und besser vonstatten, als bei den Nerven der kurzen Muskeln, ein Verhalten, für das ich einen einleuchtenden biologischen Grund nicht anzugeben weiß, es sei denn der, daß bei der größern Länge des zu durchmessenden Weges die Wahrscheinlichkeit größer ist, daß der auswachsende Nerv auf ein unüberwindliches Hemmnis stößt oder in seiner Regenerationskraft erlahmt.

Die Symptome dieser Lähmung sind folgende: Die Musculi flexores carpi können funktionstüchtig oder aber gelähmt sein. Die Folgen einer etwaigen Lähmung sind nicht schwer, da ja durch die langen Fingerbeuger im Verein mit dem Abductor pollicis longus die Handbeugung noch gut besorgt werden kann. Charakteristisch ist das Verhalten der Finger. Ihre Ruhehaltung bietet, wie wir schon wissen (vgl. § 41) das Bild der Krallenstellung, und zwar meist nur in angedeuteter Form: Grundgelenk fast gestreckt, Interphalangealgelenke verhältnismäßig stark gebeugt. Doch tritt sofort die typische Krallenhand hervor, wenn der Patient die Finger zu strecken versucht, und zwar gleichmäßig an allen vier Fingern und auch am Daumen, wo das Endgelenk gebeugt, Grund- und Wurzelgelenk gestreckt sind (vgl. § 41, Fig. 184, 185 = Fig. 34 c, d und Fig. 186).

Der Patient vermag die vier Finger mehr oder weniger vollkommen zur Faust zu schließen und Gegenstände, allerdings mit verminderter

Kraft zu ergreifen und festzuhalten; alle drei Fingergelenke sind an der Beugung gleichmäßig beteiligt. Freilich ist der so zustande kommende Faustschluß von dem normalen dadurch wesentlich verschieden, daß die Mitarbeit des Daumenballens fehlt. Insbesondere dicke Gegenstände kann der Patient daher nur unvollkommen festhalten und andrerseits, wenn er sie einmal ergriffen hat, manchmal nur schwer wieder loslassen, da das Öffnen der Faust durch die unvollkommene Streckmöglichkeit der Interphalangealgelenke erschwert ist. Bezüglich der Streckung gilt nämlich wie oben: kräftige Streckung der Grundgelenke, sehr unvollkommene der Interphalangealgelenke, welche aber durch Verhindern der Grundgelenkstreckung sehr verbessert werden kann. Dagegen ist die spontane Schaufelstellung der Finger, d. h. Beugung des Grundgelenks bei gestreckten Interphalangealgelenken ganz unmöglich, und damit fehlt auch die erste Vorbedingung zum Fingerspitzenschluß der Hand. Es fehlt aber auch die zweite, nämlich die Adduktion und Opposition des Daumens. Dagegen vermag der Daumen Streckung, Abduktion und Beugung auszuführen. Vermöge dieser Beugung bringt der Patient noch eine Art Ersatzfingerschluß zuwege, indem er die Daumenkuppe gegen das Grund- oder Mittelglied des Zeigefingers von der Seite her andrückt (Daumen-Zeigefingerseitenschluß § 42, Fig. 35 h).

Hierbei pflegt das Daumenendglied umzukippen, d. h. in stärkste Beugung zu verfallen, während die beiden proximalen Glieder in Streckung verharren (Fig. 187). Dies erklärt sich daher, daß diesen beiden Gliedern ein Teil ihrer Beugemuskulatur genommen ist, dem Endglied dagegen die seine, die ja nur aus dem Flexor pollicis longus besteht, nicht nur voll erhalten, sondern auch noch die streckende Komponente, welche sonst die kurzen Beuger der proximalen Gelenke an ihm ausüben, entzogen ist.

Wenn bei Rückgang der Lähmung der Patient wieder einen Fingerspitzenschluß zustande bringt, so beobachteten wir auch an den übrigen Fingern, insbesondere am Zeigefinger, gelegentlich ein ähnliches Verhalten: das Mittelgelenk wird stärker als normal gebeugt, das Grundgelenk weniger stark (Fig. 188 = Fig. 33). Der Grund ist, daß die kurzen Muskeln, welche Beuger des Grundgelenkes und Strecker des Mittelgelenkes sind, nicht oder ungenügend arbeiten. Das Endgelenk des Zeigefingers wird dabei überstreckt, wiewohl bei ihm der gleiche Grund für eine vermehrte Beugung vorläge wie beim Mittelgelenk. Aber diese Überstreckung ist keine aktive, sondern beruht darauf, daß starke Beugung des Mittelgelenkes bei festgehaltener Fingerspitze rein passiv Streckung des Endgelenks zur Folge hat. Die Gesamthaltung des Zeigefingers ähnelt dann jener, die wir bei der Ulnarislähmung antrafen und als Knickfinger bezeichneten, aber die Mechanik, d. i. die Entstehungsursache, ist eine andere.

Die Leistungsfähigkeit der Hand bei völliger Lähmung der kurzen Muskeln ist mit Obigem schon umschrieben: sie vermag leichte Gegenstände im Faustschluß zu halten und zu regieren. Der beschriebene Ersatzfingerschluß wird nur selten benutzt, etwa um ein Stück Papier (das in der Faust verknüllt werden würde) zu halten; der Hauptmangel dieses Schlusses ist, daß er zum Auflesen eines kleinen Gegenstandes sehr ungeschickt ist. Die Schreibfeder kann der Patient zwischen die gebeugten

Fig. 184. Ruhelage bei Lähmung der kurzen Fingermuskeln: angedeutete Krallenstellung (Patient des § 107).

Fig. 185. Fingerstreckung bei Lähmung der kurzen Fingermuskeln. Derselbe Patient.

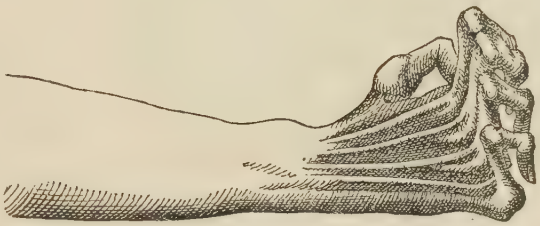


Fig. 186. Krallenhand bei Lähmung der kurzen Fingermuskeln (nach DUCHENNE, Patient Musset).

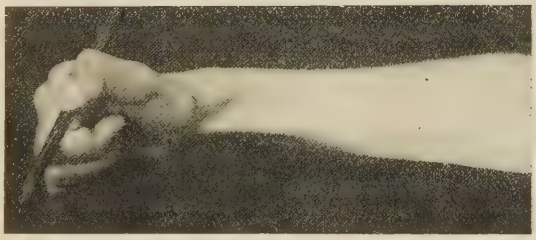


Fig. 187. Daumen-Zeigefingerseitenschluß mit umgekipptem Daumenendglied bei Lähmung der kurzen Fingermuskeln.

Fig. 188. Fingerspitzenschluß bei Schwäche der kurzen Fingermuskeln. Das Endglied des Daumens ist umgekippt, der Zeigefinger in Knickfingerhaltung. Vgl. Text nebenan.

Zeige- und Mittelfinger klemmen und dann aus Hand- und Armgelenken heraus regieren (Fingerseitenschluß § 42, Fig. 35g). Mit Hilfe geeigneter Prothesen können wir dem Patienten sowohl zu einer normalen Haltung der Feder wie zum richtigen Fingerspitzenschluß verhelfen.

Gerade das Widerspiel zu der eben geschilderten Lähmung ist die isolierte Lähmung der langen Fingerbeuger, ein Bild, das ich allerdings nur einmal beobachtet habe, aber seiner charakteristischen Erscheinung und seines theoretischen Interesses halber hier anhangsweise kurz erwähnen möchte. Bei einem Patienten Sch., Nr. 101, fand ich infolge eines Schusses, welcher den ganzen Vorderarm zerfleischt hatte, neben Schwäche und Lähmung einzelner Handgelenkstreckmuskeln eine weitgehende Schwäche der langen Fingerbeuger, so daß die Mittel- und Endgelenke nur um etwa 10° gebeugt werden konnten, während die von den Interossei besorgte Beugung der Grundgelenke nahezu normal war; die Spreizung ging gut vonstatten. Die Finger konnten nahezu bis zur Ebene des Handrückens gestreckt werden, wiewohl mit wenig Kraft. Die vier Finger standen meist in Schaufelstellung und der Versuch, die Faust zu schließen, hatte im wesentlichen nur eine Beugung der Schaufel zur Folge (Fig. 189), Fassen und Halten war mit dieser Schaufel natürlich unmöglich. Aber auch der Fingerspitzenschluß war sehr unvollkommen, nicht nur wegen der Schwäche des Daumens, sondern vor allem auch deshalb, weil die sehr geringe Beugung der Mittel- und Endgelenke der vier Finger nicht genügte, um die Fingerspitzen mit dem Daumen zusammenzuführen.

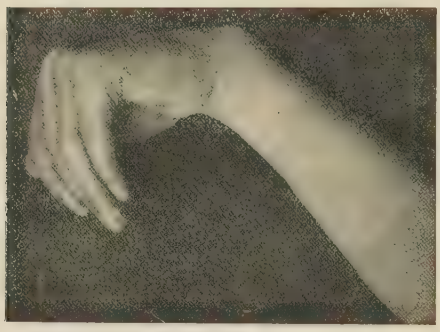


Fig. 189. Lähmung der langen Fingermuskeln: Versuch des Faustschlusses führt zur Schaufelstellung.

Es gelang die Leistungsfähigkeit des Patienten durch eine Prothese wesentlich zu verbessern, deren Prinzip ist, ein hölzernes „Handfüllstück" in die Hohlhand zu legen und damit den Raum derselben so weit zu verkleinern, daß der vorhandene geringe Beugeausschlag der Finger zum Schließen ausreicht.

§ 107. Krankengeschichte.

Vollständige Lähmung der von Narben umwachsenen beiden Beugenerven, Neurolyse, Wiederkehr der Tätigkeit der langen Muskeln, es bleibt eine **Lähmung der kurzen Fingermuskeln.**

Patient Nr. 1021, 18 Jahre alt, Fähnrich, erhielt vor 12 Monaten (22. 6. 1915) einen Weichteildurchschuß durch den rechten Oberarm. Die Wunde ist innerhalb 14 Tagen geheilt. Um diese Zeit sind alle willkürlichen Bewegungen der vom Nervus ulnaris und medianus versorgten Muskeln erloschen, ebenso die Erregbarkeit dieser Nerven und Muskeln für den faradischen Strom. Auf den galvanischen Strom reagieren die Beugemuskeln am Vorderarm, jedoch etwas schwächer als am andern Arm und nicht ganz so prompt, außerdem ist die Anodenschließungszuckung am kranken Arm stärker als die Kathodenschließungszuckung. Unempfindlichkeit für leichte Berührung im Gebiet der beiden genannten Nerven

(Hohlhand, Innenfläche der Finger, sowie Kleinfingerseite des Handrückens, Rücken des kleinen Fingers, ulnare Hälfte des Ringfingerrückens und Rücken der Endglieder des Ring-, Mittel- und Zeigefingers). Patient klagt viel über Schmerzen besonders in der Hohlhand, die auch die Nachtruhe beeinträchtigen.

Einen Monat später ist die Lähmung unverändert, die Reaktion der Muskeln bei galvanischer Reizung deutlich träg. Nach einem weiteren Monat (20. 8. 15.) Operation: Neurolysis nervorum ulnaris et mediani, welche Nerven auf einer Strecke von 2 bzw. 4 cm in Narbenmassen eingebettet und verdickt und von etwas derber Konsistenz gefunden werden. Reaktionslose Heilung der Operationswunde.

Eine Woche nach der Operation sind die Schmerzen geringer, leichte Berührung an der Innenfläche der drei ersten Finger wird empfunden und richtig lokalisiert, allerdings sind die Angaben noch etwas unsicher; Summationserscheinungen sind festzustellen. Die Sensibilität bessert sich ziemlich rasch weiter.

Sechs Wochen (29. 9. 15) nach der Operation zeigen sich Spuren von wiederkehrender Motilität: leichte Beugung der Daumenspitze sowie der Interphalangealgelenke des Mittel- und Ringfingers, leichte Anspannung der Sehne des Musculus flexor carpi ulnaris. 16 Wochen nach der Operation (9. 12. 16) ist die Anspannung der Sehne des Musculus flexor carpi radialis sehr deutlich, die Finger können so stark gebeugt werden, daß der dritte und vierte die Hohlhandfläche erreichen, leichte Spreizbewegungen sind in diesen Fingern sowie im Zeigefinger festzustellen. Abermals 4 Wochen später (5. 1. 16) wurde nur noch im vierten Finger eine von der Streckung unabhängige Ab- und Adduktion gefunden, dann verschwand sie auch in diesem Finger wieder. Dagegen nahm die Kraft der langen Beugemuskeln fortgesetzt zu.

Gegenwärtiger Befund (15. 6. 16): Ein- und Ausschußnarben am rechten Oberarm an der Grenze zwischen oberem und mittlerem Drittel, erstere auf dem Musculus deltoides, letztere im Sulcus bicipitalis, beide etwa bohnengroß. Im Sulcus bicipitalis außerdem die 12 cm lange schmale Operationsnarbe. Der Umfang der rechten obern Extremität ist durchweg geringer als der der linken, und zwar am Vorderarm um 3 cm, am Unterarm um $1^1/_2$ cm, an der Mittelhand um 2 cm (Patient war Rechtshänder). Hochgradige Atrophie sämtlicher Muskeln an der Hand. Radialpuls rechts etwas kleiner als links.

Motilität: Passiv sind alle Gelenke der rechten obern Extremität normal bis auf eine geringe Beschränkung der Abduktion des Daumens. Auch ist die gleichzeitige Streckung aller Hand- und Fingergelenke nicht so ausgiebig möglich wie auf der gesunden Seite (leichte Schrumpfung der Beugemuskeln). Dagegen können die Fingergrundgelenke auf der kranken Seite ausgiebiger gestreckt werden als auf der andern. Die gewöhnliche Haltung der vier Finger ist leichte Beugung des Grundgelenks, starke Beugung der beiden andern Gelenke (angedeutete Krallenstellung Fig. 184).

Von aktiven Bewegungen ist die Pronation des Vorderarmes etwas schwach, doch scheinen sich beide Musculi pronotores anzuspannen. Das Handgelenk wird nach allen Seiten mit guter Kraft und unter Anspannung aller Sehnen außer der des Musculus palmaris longus bewegt.

Die vier Finger können vollkommen in die Hohlhand eingeschlagen werden, wobei sich die Beugesehnen am Handgelenk anspannen und die Muskelbäuche des Musculus flexor sublimis (und profundus?) vorwölben. Die Bewegung findet in allen drei Gelenken statt, isolierte Beugung der Interphalangealgelenke ist möglich, nicht aber der Grundgelenke. Die Grundgelenke können gut gestreckt und überstreckt werden, die Interphalangealgelenke jedoch für gewöhnlich nicht. Deren Streckung gelingt erst, wenn die Grundgelenke von außen in Beugung festgehalten werden, oder wenn Handgelenk und Fingergrundgelenk gleichzeitig aktiv oder passiv stark gebeugt werden. Spreizen geschieht stets unter gleichzeitiger Streckung und ist sehr wenig ausgiebig.

Der Daumen kann parallel zur Handfläche bewegt, d. h. gebeugt und gestreckt werden, dagegen kann er nicht an den Zeigefinger herangeführt werden (adduziert) und nur sehr unvollkommen herausgestellt (abduziert) und nicht in die Hand hinein gedreht (opponiert) werden. Doch können diese Bewegungen bei geeigneter Handhaltung durch Fallenlassen des Daumens vorgetäuscht werden. Die Beugung geschieht fast nur im Carpo-metacarpalgelenk und im Endgelenk. Dabei spannt sich die Sehne des Musculus flexor pollicis longus. Jede aktive Anspannung (Hartwerden) der kurzen Fingermuskeln fehlt.

Was die Verrichtungen der Hand anlangt, so ist der Faustschluß möglich, allerdings mit verringerter Kraft. Der Druck der Faust beträgt rechts 7,5 kg, links dagegen 38 kg. Im Zeige-

finger ist die Schließkraft am geringsten. Ferner fehlt die Einwärtsbewegung des Daumenballens. Der Fingerspitzenschluß fehlt ganz. Allerdings kann, wenn die Hand mit der Vola nach oben gehalten wird, der Daumennagel an die Nagelspitze des Zeigefingers wie des Mittelfingers herangebracht werden, nicht aber Fingerbeere an Fingerbeere. Bemühungen zum Strecken der Finger führen zu typischer Krallenstellung (Fig. 185). Die besagten Verrichtungen werden durch unsern Apparat (Streck- und Greifzange) ermöglicht, bzw. gebessert (vgl. Fig. 199). Zum Schreiben wird der Bleistift zwischen Zeige- und Mittelfinger eingeklemmt, die Schrift ist mühsam und ungeschickt, sie wird durch Benutzung des Halte-Handklotzes (Fig. 194) wesentlich erleichtert und verbessert.

Die elektrische Untersuchung ergibt, daß die Hand- und oberflächlichen Fingerbeugemuskeln am Vorderarm faradisch und galvanisch erregbar sind. Im Vergleich mit der gesunden Seite ist die Erregbarkeit für den faradischen Strom wenig, für den galvanischen erheblich herabgesetzt, die Zuckung bei letzterem kaum verlangsamt, die Zuckungsformel nicht verändert. Dagegen sind die Muskeln in der kranken Hand für faradische Reizung unerregbar und reagieren bei galvanischer Reizung sämtlich ausgesprochen träge, die Anodenschließungszuckung ist wesentlich stärker als die Kathodenschließungszuckung.

Sensibilität. Leichteste Berührungen werden in einem Teil des vom Nervus ulnaris versorgten Hautgebiets (distales ulnares Viertel der Hohlhand sowie des Handrückens, Beugeseite des kleinen Fingers, ulnare Hälfte der Beugeseite des Grund- und Mittelgliedes des Ringfingers) überhaupt nicht, im übrigen Gebiet weniger deutlich und sicher empfunden als an der gesunden Hand. Die Schmerzempfindung ist nicht wesentlich verändert, die Temperaturempfindung in der Hand etwas weniger fein als auf der gesunden Seite; insbesondere wird an der ulnaren Hälfte der Hand Kalt öfters als Warm bezeichnet. Der stereognostische und kinästhetische Sinn ist in Hand und Fingern wesentlich beeinträchtigt.

Diagnose: Partielle Lähmung der Nervi ulnaris et medianus in Form der Lähmung der kurzen Fingermuskeln.

Therapie: Mediko-mechanische Behandlung, Bewegung der gelähmten Muskeln durch den galvanischen Strom. Patient wird entlassen.

Späterer Verlauf. Patient stellt sich öfter wieder vor. Am 10. 10. 16 wird zum erstenmal eine willkürliche Zusammenziehung im Musculus abductor digiti V festgestellt, am 9. 12. 16. sodann im Musculus interosseus dorsalis I; am 16. 1. 17 ist auch deutliche und kräftige Abduktion des Zeigefingers möglich, dagegen noch keine Spreizbewegung in den andern Fingern, Arm und Hand sind besser genährt. Der Unterschied im Umfang gegen die gesunde Seite beträgt am Vorderarm nur noch $^1/_2$ cm, an der Mittelhand $1^1/_2$ cm. Die kranke Hand vermag einen Faustdruck von 20 kg auszuüben. Am 14. 5. 17 können alle Finger gespreizt werden. bis auf den Ringfinger. Die Abduktion des kleinen Fingers ist noch sehr gering. Am 2. 10. 18 wird weitere Kräftigung aller Bewegungen festgestellt, der Druck der kranken Hand beträgt $^7/_{10}$ von dem der gesunden, sie wird zu allen Hantierungen in alter Weise benützt. Doch ist die Seitwärtsbewegung der beiden ulnaren Finger immer noch mangelhaft, die Abduktion des Daumens geschieht mit geringer Kraft. Eine leichteste Krallenstellung ist immer noch vorhanden.

Technischer Teil.

Prothesen für den Beugegelähmten.

§ 108. Allgemeine Übersicht über die für die verschiedenen Lähmungsformen angezeigten Apparate.

a) Wie können wir unsern Patienten durch Prothesen helfen? Wie können wir ihre Leistungsfähigkeit verbessern? Auf Grund dessen, was wir oben über die durch die Lähmung der beiden Beugenerven verursachten Behinderungen erfahren haben, gliedert sich unsre Aufgabe folgendermaßen: Bei reiner Ulnarislähmung sind die beiden Hauptverrichtungen der Hand, das Fassen mit der Faust und das Greifen mit den Fingerspitzen, wenn auch weniger kraftvoll, so doch noch immer ganz gut aus-

führbar, so daß der Patient hierfür eines Apparates nicht bedarf. Eine Behinderung des Faustschlusses kann aber dadurch zustande kommen, daß die ulnaren „Knickfinger" im Mittelgelenk so stark sich beugen, daß die Fingerspitzen in die Hohlhand zu liegen kommen, aus welcher der Patient sie nicht mehr aktiv zu entfernen vermag. Unsre Aufgabe ist dann, die den Interphalangealgelenken fehlende Streckfähigkeit künstlich herzustellen. Wir tun das mittels unsres Streckfingerlings (Fig. 190). Ist bereits Kontraktur eingetreten, so ist neben und vor dieser Arbeitsprothese eine Mobilisationsprothese nötig. Als solche dient uns der Knickfinger-Geraderichter (Fig. 202). Besteht außer der Versteifung der geknickten Gelenke auch noch, wie oft, eine Verkürzung der langen Beugesehnen der Finger, so wird gleichzeitig der Fingerbeugesehnen-Dehnapparat (Fig. 204) angelegt.

Geeignete Fälle von Medianuslähmung zu behandeln hatte ich zu selten Gelegenheit, um über die durch Prothesenhilfe etwa zu erzielende Leistungsverbesserung urteilen zu können. Auch ohne Prothese ist die Hand jedenfalls weitgehend gebrauchsfähig. Létiévants Patient mit einer kompletten Medianuslähmung konnte seine Hantierungen als Aufwärter in tadelloser Weise ausführen.

b) Sehr übel sind dagegen, wie wir sahen, jene Patienten daran, bei welchen gleichzeitig Medianus und Ulnaris gelähmt sind. Sie können die Hand öffnen aber nicht schließen, weder zum Faust- noch zum Fingerspitzenschluß. Sie können daher nichts ergreifen, nichts festhalten, überhaupt von ihrer Hand so gut wie gar keinen Gebrauch machen. Hier ist Hilfe dringend gefordert. Wir leisten sie mittels unsres Halte-Handschuhs (Fig. 191, 192) und Halte-Handklotzes (Fig. 194, 195).

Der Handschuh ersetzt den Faustschluß, der Handklotz die Fingerspitzenzange. Ersterer ist ein Mittelding zwischen einem Handschuh und einer Binde und erlaubt dem Patienten die vier Finger um ein in die Hand gelegtes Werkzeug herum und gegen den Daumenballen festzuschnüren. Die Schnürung wird durch die gesunde Hand in wenig Sekunden bewirkt und kann nach Belieben entweder lose oder stramm angezogen werden, so stramm, daß das Werkzeug ebenso festgehalten ist wie in einer gesunden Faust. Ein mit solchem Handschuh versehner Gelähmter konnte seinem Beruf als Landwirt mit Schaufel, Hacke, Sense in täglich vielstündiger Arbeit nachgehen.

Der Halte-Handklotz besteht aus einem leichten Holzstück, welches in die zur Zange geformte Hand eingelegt und um welches herum dann die Finger durch eine Bandage festgebunden werden, so daß Hand und Klotz ein festes Ganzes bilden. In den Klotz wird ein Bleistift oder ein Federhalter oder irgendein andres leichtes Instrument eingesteckt. Der Patient kann dann sofort schreiben, und zwar nahezu so gut und geläufig wie früher mit der gesunden Hand. Zwei Handgriffe genügen zum Befestigen und Wiederlosmachen der Prothese.

Wir hatten oben (§ 62) die Möglichkeiten, welche der Gesunde zum Bewegen und Feststellen seiner Gelenke besitzt, uns klargemacht und mit ihnen die Stufenleiter von Fähigkeiten verglichen, welche mehr oder weniger vollkommene Prothesen dem Gelähmten verschaffen können. An dieser Stufenleiter gemessen ist das Ergebnis, welches wir mit unserm Hand-

schuh und unserm Handklotz erreichen, freilich recht bescheiden: Festhaltung in einer bestimmten Stellung und sogar unter Wegnahme der ohne die Prothese noch möglichen Fingerstreckung. Die Frage liegt nahe, ob es nicht möglich ist, ähnlich wie bei der Radialislähmung auch hier die vorhandene Beweglichkeit zu erhalten und durch eine die gelähmten Muskeln ersetzende Sprungfeder zu beidseitiger Beweglichkeit zu ergänzen und damit dem Patienten nicht nur das Festhalten, sondern auch das Ergreifen und Loslassen von Gegenständen, das willkürliche Schließen und Öffnen der Faust und der Fingerzange zu ermöglichen. Von vornherein ist klar, daß die Verhältnisse hier weit ungünstiger wie bei der Radialislähmung liegen, schon deshalb, weil die Kraft zum Strecken von Natur weit geringer ist als die zum Beugen, und uns also dort die stärkere Fähigkeit, hier die schwächere erhalten geblieben ist, wir also dort aus einem Größeren ein Kleineres herausholen, hier umgekehrt aus dem Ärmeren ein Reicheres ersetzen sollen. Daher kann die Schließkraft und Schließweite einer solchen Vorrichtung immer nur in bescheidenen Grenzen sich halten. Innerhalb dieser Grenzen aber kann man in der Tat dem Patienten auch das Zufassen und Loslassen ermöglichen, indem man den Halte-Handschuh zum Greif-Handschuh vervollkommnet. Auch kann an dem Halte-Handklotz eine kleine Greifzange angebracht werden.

Es gibt freilich einen ganz andern Weg zu demselben Ziel, nämlich die Beweglichkeit höher gelegener Gelenke, vor allem die des Handgelenks heranzuziehen, um die Finger zu bewegen. E. F. Schmid hat eine solche Konstruktion mitgeteilt. Der große Nachteil dieser Lösung ist, daß sie dem Patienten die freie Benutzung dieser höheren Gelenke verwehrt. Wenn beispielsweise bei Schmids Apparat durch Beugung im Handgelenk die Fingerzange geschlossen, durch Streckung geöffnet wird, so darf der Patient die Hand mit dem gefaßten Gegenstand nicht strecken, falls ihm dieser nicht entgleiten soll. Wie wichtig aber die freie Beweglichkeit im Handgelenk für alle Verrichtungen der Hand ist, wissen wir von früher her (§ 74).

Und in dieser Beziehung ist unser Patient glücklicherweise verhältnismäßig günstig gestellt. Denn die ihm verbliebenen, vom Nervus radialis versorgten Muskeln genügen, um die Hand nach allen Richtungen zu bewegen (§ 43 S. 202 f., Tabelle 7), wiewohl die Beugung nur mit recht geringer Kraft erfolgt. Hier aber weiß sich der Patient vielfach durch Ersatzbewegungsmöglichkeiten zu helfen, insbesondere durch Ausnutzung passiver Beugegelegenheiten, die mit den Streckmöglichkeiten, welche wir früher (§ 46 e) unter dem Namen der passiven Faustschlußhilfe studiert haben, in eine Reihe zu stellen sind. So sehen wir denn den mit dem Halte-Handschuh arbeitenden Patienten von seiner Handgelenksbeweglichkeit ausgiebigen Gebrauch machen.

Die einzige Unzulänglichkeit, unter der er dabei zu leiden hat, besteht darin, daß die Hand infolge der geringen Beugekraft gelegentlich in schmerzhafte Überstreckung gerät. Um dies zu verhindern, legen wir um den Unterarm eine kräftige Hülse und verlängern sie distalwärts zu einer Art Rückenlehne für die Hand, an welcher diese einen Halt gegen zu starke Streckung findet, ohne im übrigen in ihrer freien Beweglichkeit nach vorn

und nach beiden Seiten behindert zu sein. Diese „Handrückenstütze" (Fig. 191 und 198) ist entbehrlich, wenn, wie häufig, die gelähmten Handbeuger etwas geschrumpft sind und dadurch eine Überstreckung unmöglich gemacht ist. Eine leichte Dauerverkürzung dieser Muskeln ist daher als ein Vorteil für den Patienten anzusehen.

c) Haben wir es nicht mit einer völligen Beugelähmung, sondern nur mit einer Lähmung der kurzen Fingermuskeln zu tun, dann besitzt der Patient noch den Faustschluß und bloß der Fingerspitzenschluß fehlt oder ist höchst unvollkommen. Ihn gilt es dem Patienten wieder zu verschaffen und brauchbar zu gestalten. Dazu dient uns die Streck- und Greifspange (Fig. 199, 200), welche, indem sie die völlige Streckung der Fingergrundgelenke verhindert, die Kraft der langen Fingerstrecker für die Bewegung der distalen Fingergelenke verfügbar macht. Sind umgekehrt die kurzen Fingermuskeln erhalten, die langen gelähmt, so fehlt vor allem der Faustschluß; die Beugung der Grundgelenke reicht nicht aus, um einen Gegenstand zu fassen. Hier gelang es, wie oben erwähnt, dadurch zu helfen, daß ein Füllstück in die Hohlhand gelegt wurde, welches ihren Raum so weit verkleinerte, daß die vorhandene Beugefähigkeit zum Schließen ausreichte.

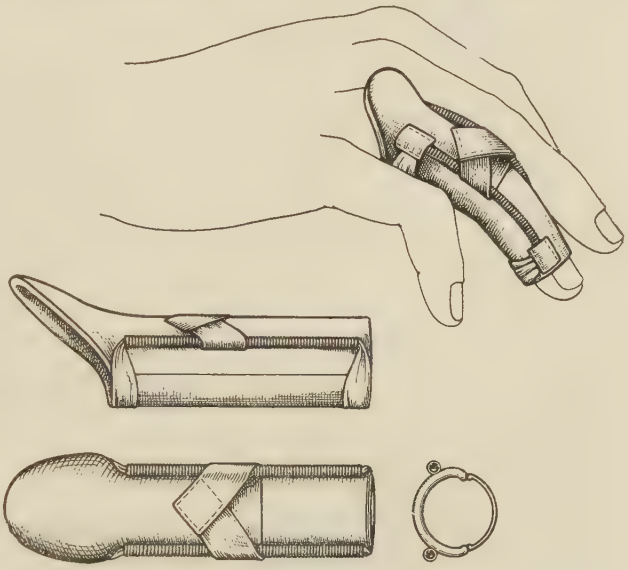


Fig. 190. Streckfingerling.

d) Bei sämtlichen Beugelähmungen der Finger, aber auch bei Stecklähmungen (Radialislähmung) begegnet man öfter erheblichen Schrumpfungen der langen Fingerbeugemuskeln. Zu ihrer Bekämpfung habe ich eine besondere Mobilisationsprothese, die ich Fingerbeugesehnen-Dehnapparat nenne, konstruiert (Fig. 204). Kontrakturen, andrer Finger und Hand versorgender Muskeln kommen gleichfalls, wiewohl seltener vor. Hier scheinen mir die bereits von andrer Seite, besonders von SCHEDE angegebenen Konstruktionen ausreichend zu sein.

Nach diesem Überblick über das System unsrer Beugeprothesen gehen wir zur Betrachtung der einzelnen Apparate über. Wir beschreiben erst die Arbeits- dann die Mobilisationsprothesen.

e) Zuvor jedoch sei noch ein Wort über die bisher in der Literatur mitgeteilten Konstruktionen gesagt. Ich kann mich hier kurz fassen, denn die weni-

Fig. 191.
Arbeit mit dem Halte-Handschuh nebst Handrückenstütze. Unten die Hand desselben Mannes ohne Bandage beim vergeblichen Versuch des Faustschlusses (Lähmung des Medianus und Ulnaris).

gen Autoren, welche ihre Aufmerksamkeit der orthopädischen Behandlung der uns hier beschäftigenden Lähmungen zugewandt haben, und deren Arbeiten, soweit sie mir bekannt geworden sind, im Literaturverzeichnis zusammengestellt sind, haben meist die Verhütung der Kontrakturen oder die Beseitigung der bereits eingetretenen Versteifungen sowie die Verbesserung der dauernd festgehaltenen unschönen Gelenkstellungen sich als Ziel gesetzt, nicht oder nur nebenbei die Wiedergewinnung der Arbeitsfähigkeit, auf welche es uns wesentlich ankommt. Als eigentliche Arbeitsprothese ist die oben erwähnte Konstruktion von E. F. Schmid gedacht. Ebenso der Faustschlußapparat, welchen Kröber für Medianus- und Ulnarisgelähmte angegeben hat. Er besteht aus vier zusammenhängenden Ringen, welche auf die Mittelglieder der vier Finger gesteckt werden, und einer Unterarmhülse, von welcher Zugfedern über die Hohlhand nach den Ringen geführt sind, die die Ringe und mit ihnen die Finger armwärts ziehen und so die Faust zumachen. Radike schließt die Hand des Medianusgelähmten in eine Walklederhülse ein, an welche er Haken und Lederschlaufe zum Befestigen eines Werkzeuges anbringt, wobei freilich das miteingeschlossene Handgelenk seiner aktiven und passiven Beweglichkeit verlustig geht.

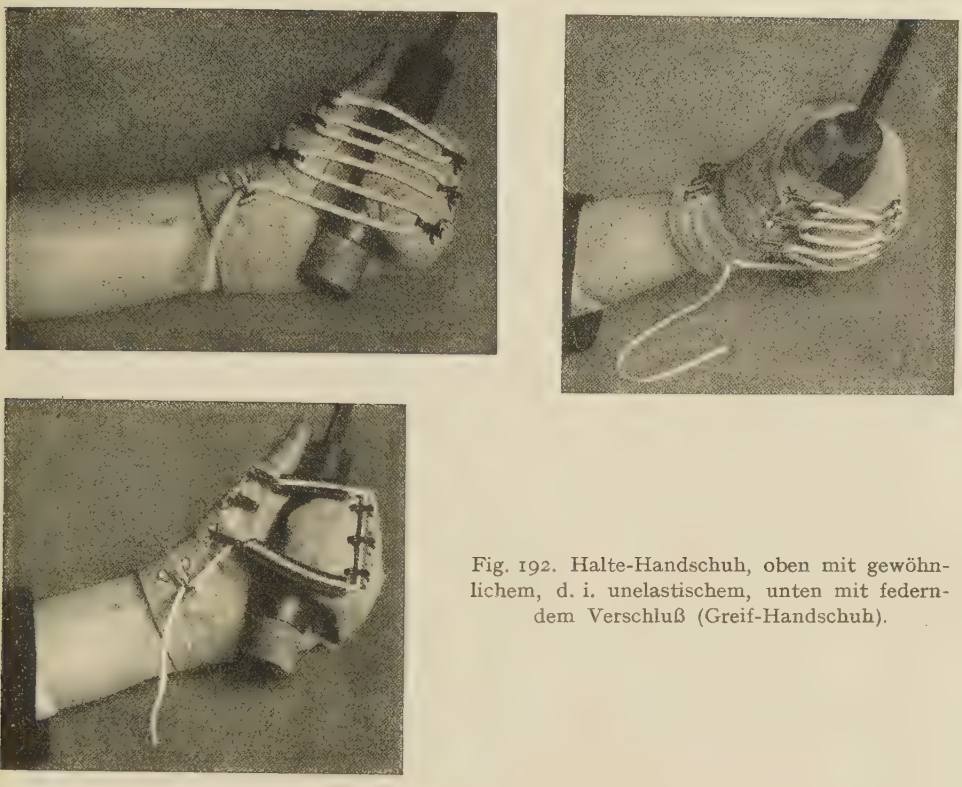


Fig. 192. Halte-Handschuh, oben mit gewöhnlichem, d. i. unelastischem, unten mit federndem Verschluß (Greif-Handschuh).

Fig. 193. Halte-Handschuh. Schnittmuster in $^1/_4$ natürlicher Größe.

Beschreibung der einzelnen Apparate.

§ 109. Der Streckfingerling.

Diese einfache kleine Vorrichtung besteht aus einem Handschuhfingerling, an welchem zu beiden Seiten, radial und ulnar, je ein federnder Stab entlang läuft, der, wenn gebogen, kräftig in die gerade Haltung zurückstrebt und damit auch den Fingerling und den gebeugten Finger wieder in gestreckte Stellung zu ziehen sucht (Fig. 190).

Im einzelnen ist folgendes zu bemerken: Der Fingerling ist aus zwei Bahnen Handschuhwildleder zusammengenäht, eine Bahn für die Innenfläche des Fingers ist aus dünnem, eine andre für Rücken und Seitenflächen ist aus dickem Leder geschnitten. Letztere ist proximalwärts zu einem Latz verlängert, an welchem man den Fingerling beim Anziehen anpackt. Der Fingerling läßt die Fingerkuppe frei. Er muß so geschnitten sein, daß er knapp und fest sitzt. Als federnde Stäbe dienen gestauchte Biege-Schraubenfedern; sie sind so angebracht, daß sie auch bei gestrecktem Finger etwas gebogen sind. Ihre Enden liegen etwa in der Höhe der Fingerlängsachse, ihre Mitte etwas höher. Die Befestigung der Federn auf dem Leder geschieht in der Weise, daß durch die Lichtung der Feder ein Band gezogen und mit den beiden herausschauenden Enden auf dem Leder vernäht wird. Außerdem wird die Mitte der Feder oder besser die Stelle, wo sie an dem Mittelgelenk vorüberzieht, mit Band umnäht und festgenäht. Die Enden der Federn werden durch weiteres übergenähtes Band gedeckt, nachdem durch eingepreßte Holzkeilchen die vorspringende Kante der Endwindung möglichst abgeglichen worden ist.

Die Stärke der Feder ist je nach Lage des Falls verschieden zu wählen, wenn Steifigkeiten zu überwinden sind stärker als wenn diese fehlen. Mit Federn vom Drahtdurchmesser 0,08 und 0,10 cm und vom äußeren Windungsdurchmesser 0,4 und 0,45 cm und möglichst starker Stauchung bin ich bisher ausgekommen. An Stelle der Biege-Schraubenfeder würde ich, wenn ich den Apparat wieder anzufertigen hätte, noch andre Federarten, etwa eine Drill-Schraubenfeder zu verwenden den Versuch machen.

§ 110. Halte-Handschuh für Beugegelähmte.

Diese Bandage dient zum Einschnüren eines Werkzeugheftes in der Hand (vgl. Fig. 191, 192 und Werkstattzeichnung Fig. 193). Sie ist aus einem Stück Drell geschnitten, das mit einer dünnen Filzlage gefüttert und ringsum mit Band eingefaßt ist. Drei Hauptabschnitte lassen sich unterscheiden: der die Handgelenksgegend rings engumfassende Bund, der mittels eines Druckknopfes und einer sogenannten Triumphschnalle geschlossen wird, dann das Mittelstück, welches die Rückseiten der Mittelhand, des Daumens und der vier Fingergrundglieder bedeckt, die Hohlhand aber frei läßt, endlich drittens die Spitze, welche die Mittelglieder und die Endglieder der vier Finger wie ein Sack oder eine Tasche in sich aufnimmt. Auf dem Rücken der Tasche sind entsprechend den Zwischenräumen zwischen den vier Mittelgliedern drei kräftige Haken aufgenäht, drei andre sind auf dem mit dem Daumenballen abschneidenden Rand des Mittelstücks angebracht. Ihre Reihe proximalwärts verlängernd kommt bei angezogenem Handschuh die Klemme zu liegen, welche auf dem Endzipfel des Bundes aufgenäht ist. Beim Schließen des Handschuhs wird die Schnur zwischen den beiden Hakenreihen hin und her geführt und zuletzt ihr Ende unter der Klemme festgezwängt.

Während ein gewöhnlicher Handschuh auf die gestreckten Finger zugeschnitten wird, muß dieser auf die zur losen Faust geschlossene Hand gearbeitet werden und dabei jedesmal aufs genauste nach der Form der Hand geschnitten und individuell verpaßt werden, so daß die Falten gerade über die Knöchel zu liegen kommen und die ganze Bandage der geschlossenen Faust überall, besonders aber am Handgelenk, knapp anliegt. Ist dies der Fall, so kann ein Werkzeugheft derart eingebunden werden, daß es ebenso festsitzt wie in einer gesunden Faust, ohne daß die Hand irgendwelchen unangenehmen Druck verspürt.

Das Einbinden und Wiederausbinden des Werkzeugs geschieht durch die gesunde Hand in wenig Sekunden. Immerhin liegt darin, daß das Werkzeug nicht momentan ergriffen und wieder losgelassen werden kann, und vor allem darin, daß ein Auswechseln des gefaßten Gegenstandes nur unter Inanspruchnahme der andern Hand bewirkt werden kann, ein doppelter Nachteil, der in gewissen Fällen und bei manchen Berufen sich störend geltend

machen wird. Aber auch hier wird man weitgehend helfen können. Allerdings besitze ich in dieser Richtung keine praktische Erfahrung, da die wenigen hierhergehörigen Fälle, welche ich zu behandeln Gelegenheit hatte, mir keine Veranlassung zu einschlägigen Versuchen boten. Trotzdem möchte ich in Anbetracht der Wichtigkeit des Problems hier kurz andeuten, wie ich mir seine Lösung denke. Ich bemerke gleich, daß dabei der Handschuh als solcher ganz unverändert bleibt.

Ich schicke ferner voraus, daß, wenn das Werkzeug nicht sehr fest gehalten werden muß, es genügt statt aller sechs Haken nur die beiden mittleren oder die vier äußeren miteinander zu verschnüren, wodurch die zum Festmachen benötigte Zeit sich wesentlich verringert. Um die bei letzterer Schnürart sich einstellende Neigung zur seitlichen Zusammendrängung der Haken und der Finger zu beheben, kann man das die Haken einer Reihe überquerende Schnurstück durch einen festen Stab ersetzen oder durch eine übergeschobene Hülse steif machen (Fig. 192 unten).

Nun kann man weiter — und damit kommen wir auf unser Problem — die Verknüpfung beider Hakenreihen durch Einschalten elastischer Strecken, etwa aus Gummischläuchen oder Zug-Schraubenfedern gebildet, nachgiebig und federnd machen und dabei die Federkraft so abpassen, daß die Streckkraft der gelähmten vier Finger, die ja erhalten ist, genügt, um die Federung zu überwinden und den Ring der Faust so weit zu vergrößern, daß das Heft des nicht mehr benötigten Werkzeugs der Hohlhand entgleitet und diese über das Heft eines andern Werkzeugs, das an Stelle des ersten gewünscht wird, übergeschoben werden kann (Fig. 192 unten). Durch eine derartige Vorkehrung wird dem Patienten ein willkürliches Ergreifen und Loslassen wenigstens innerhalb gewisser Grenzen ermöglicht, es wird der Halte-Handschuh zum Greif-Handschuh vervollkommnet.

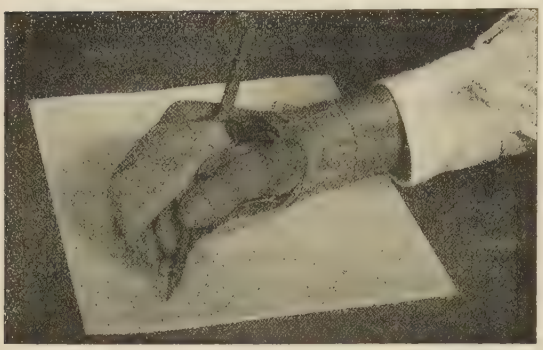
Natürlich sitzt das Werkzeug nicht ebenso fest, wenn es in dieser Weise federnd eingebunden wird, wie wenn der Handschuh mit einer unelastischen Schnur möglichst stramm geschlossen wird. Doch kann man dem Patienten zwei Schnüre geben, eine dehnbare und eine unnachgiebige, von welchen er je nach Bedarf bald die eine, bald die andre verwendet. Auch kann man beiderlei Schnüre zu einer einzigen kombinieren, indem man etwa durch die Lichtung des Gummischlauchs oder der Schraubenfeder eine feste Schnur hindurchzieht, deren Länge so abgepaßt ist, daß sie für gewöhnlich lose liegt, aber sobald die dehnbare Hülle um einen gewissen Betrag sich gestreckt hat, gespannt wird und weitre Streckung verhindert. Die Schraubenfedern müßten gestaucht und sehr weich sein, ähnlich wie die Federn des später zu beschreibenden Spitzfußapparates Modell PT (§ 124), und in der Stärke der Streckkraft der Finger angepaßt.

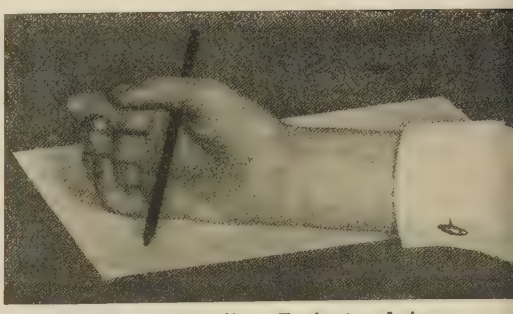
Noch eine ganz andre Lösung des Problems ist möglich. Statt des Werkzeugheftes kann man den Patienten eine Hülse in die Hand einbinden lassen, welche so eingerichtet ist, daß sie über die passend gestalteten Hefte seiner verschiedenen Werkzeuge übergeschoben werden kann und diese dann etwa mit Hilfe eines Sperrhakens festhält. Das Werkzeug könnte dann mit einem einzigen Griff und ohne Beihilfe der andern Hand durch Überschieben der Hülse gefaßt werden; nur zum Ablegen müßte die andre Hand beispringen und den Sperrhaken lösen. Vielleicht könnte die Lösung auch ohne diese Beihilfe etwa durch die Streckkraft des Daumens der gelähmten Hand bewirkt werden.

§ 111. Halte-Handklotz für Beugegelähmte.

Dieser Apparat ersetzt dem Patienten die Fingerspitzenzange. Er besteht aus einem leichten Holzklotz, welcher die Hohlhand genau ausfüllt und um den die Finger in gleicher Haltung wie beim normalen Fingerspitzenschluß durch eine Bandage festgebunden werden, so daß Klotz und Hand ein einziges Ganzes bilden. Ein in den Holzklotz eingestecktes leichtes Werkzeug, etwa eine Schreibfeder, wird dann von der aus dem Handgelenk oder den höhern Gelenken bewegten Hand mitgenommen (Fig. 194, 195 und Werkstattzeichnungen Fig. 196, 197).

Der Holzklotz wird aus leichtem Holz (Linde) nach einem Gipsausguß der zur Fingerspitzenzange geformten Hand des Patienten geschnitzt. Zwecks Gewichtsverminderung wird er von der der Hand abgelegenen Seite her möglichst weitgehend ausgehöhlt. Ein doppelter Bandapparat hält den Klotz an der Hand fest, nämlich erstens ein Band, welches das Handgelenk fest umschließt, und zweitens eine Fingerbandage, welche aus drei zusammengenähten Bandstreifen besteht, von welchen der erste die Grundglieder, der zweite die mittleren

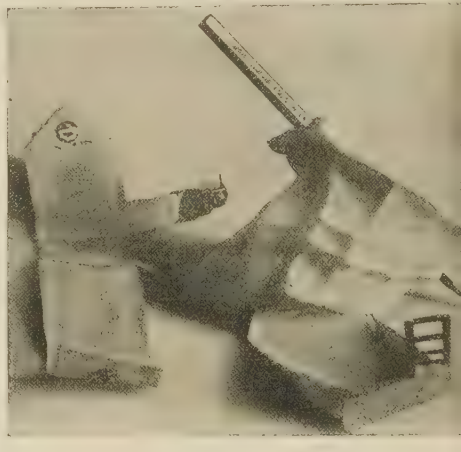


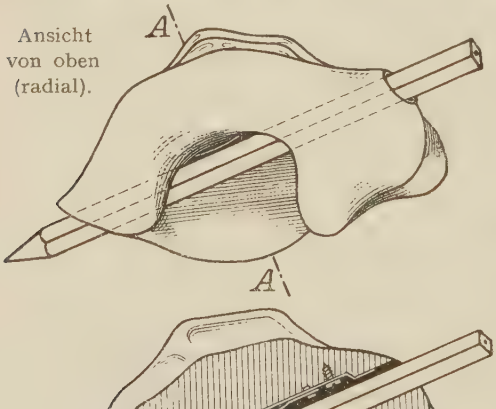


Hand desselben Patienten beim vergeblichen Versuch des Faustschlusses.

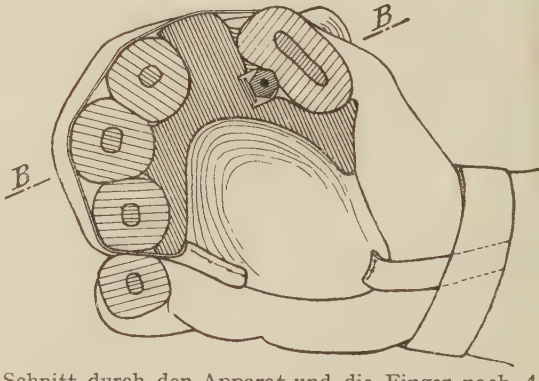
Fig. 194. Schreiben mit dem Halte-Handklotz.

Fig. 195. Halte-Handklotz.





Schnitt nach *B B*, von oben (radial) gesehen.



Schnitt durch den Apparat und die Finger nach *A* von vorn (distal) gesehen. Die vier Finger sind que der Daumen ist schräg durchschnitten.

Fig. 196. Halte-Handklotz.
Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe

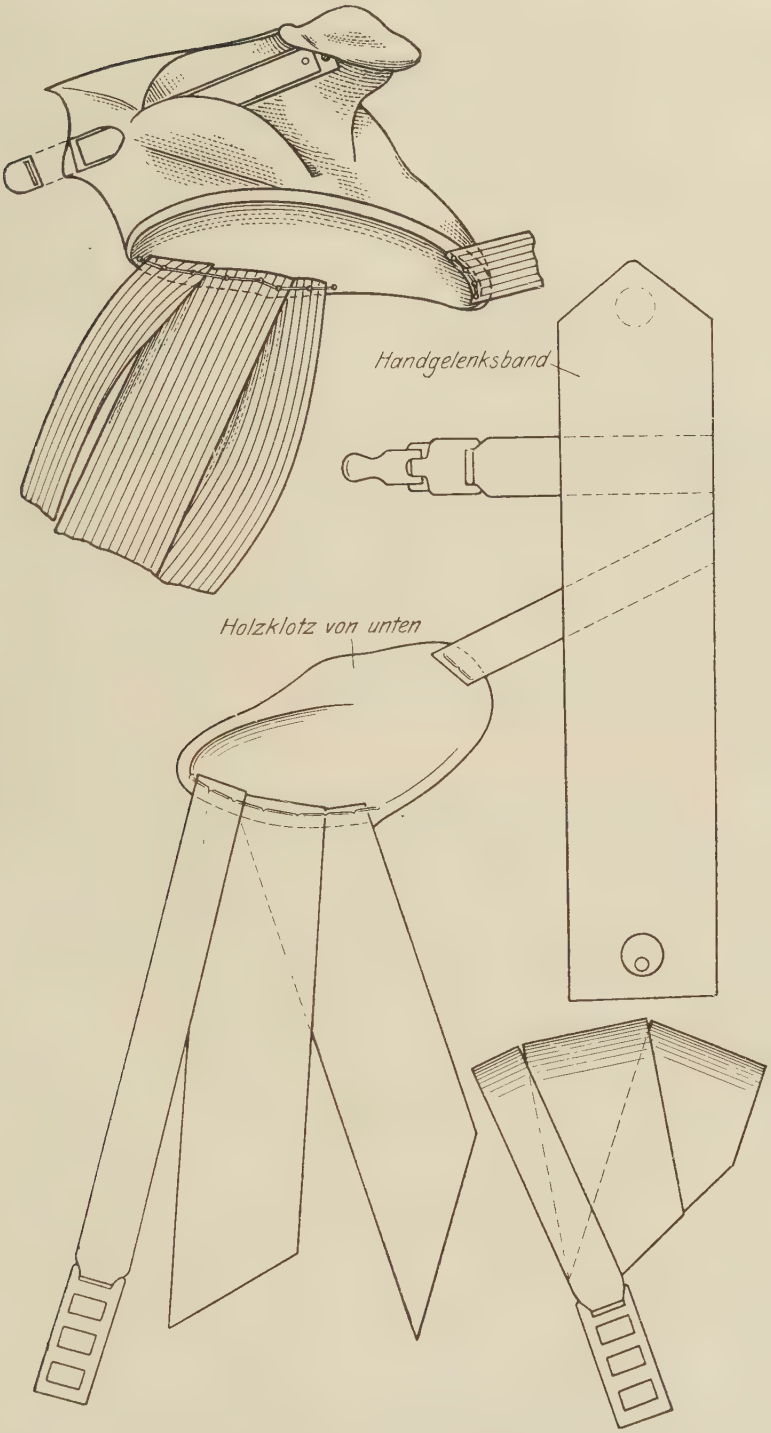


Fig. 197. Halte-Handklotz. Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe, insbesondere die Bandagenteile zeigend.

Glieder, der dritte die Endglieder von Zeige-, Mittel- und Ringfinger faßt und gegen den Klotz drückt. Der kleine Finger bleibt außerhalb; auch der Daumen wird nicht mit eingebunden. Das Handgelenksband wird mit einem Druckknopf geschlossen und die Fingerbandage durch eine Schnalle (eine sogenannte Triumpfschnalle) mit ihm verbunden und fest gemacht. Zwei einfache Handgriffe genügen also zum An- und Ablegen der Prothese. Trotzdem sitzt dieselbe, wenn Holz und Band sorgfältig auf die Hand des Patienten verpaßt sind, vollkommen unbeweglich fest und das in den Klotz eingesteckte Werkzeug wird ebenso sicher, wiewohl freilich nicht ebenso geschickt, wie in der natürlichen Fingerspitzenzange geführt.

Zum Einstecken des Werkzeugs, insbesondere eines Bleistifts oder eines Federhalters, in den Klotz ist dieser in entsprechender Richtung durchbohrt. In den Bohrkanal ist eine aus einem Stück leicht gebogenen Bandstahls bestehende Feder eingelassen, welche den eingesteckten Bleistift so weit fest klemmt, daß er bloß unter Anwendung einer mäßigen Kraft verschoben werden kann, durch den Druck beim Schreiben aber nicht verrutscht.

Der Daumen liegt bei angelegtem Apparat lose in einer entsprechenden Rinne des Klotzes. Er kann durch die noch funktionstüchtigen Musculi extensores pollicis und abductor longus vom Klotz abgehoben werden; bei Erschlaffung dieser Muskeln fällt er auf den Klotz zurück. Die Kraft dieses Zurückfallens kann man dadurch verstärken, daß man um den Daumen eine Bandschlinge legt und an ihr einen federnden Zug angreifen läßt. Die hierzu nötige Sprungfeder findet in der Aushöhlung des Klotzes einen guten Platz. Der Patient besitzt dann eine kleine Greifzange, welche er willkürlich schließen und öffnen kann. Die Kraft des Schlusses aber ist entsprechend der geringen Kraft der Daumenstreckmuskeln, der die Stärke der Feder angepaßt werden muß, gering; auch die Geschicklichkeit läßt zu wünschen übrig. Daher pflegte der Patient, welchem ich diese Einrichtung gegeben hatte, sie nicht zu benützen und ich ließ sie das nächste Mal beiseite. Es ist aber wohl möglich, daß für gewisse Zwecke und Berufe diese kleine willkürlich schließbare Zange nützlich und wertvoll sein könnte.

Der Apparat könnte möglicherweise auch bei Schreibkrampf gute Dienste tun. Er entlastet die überanstrengten Fingermuskeln weit vollkommener als die bisher bei diesem Leiden üblichen Apparate.

§ 112. Handrückenstütze für Beugegelähmte.

Bei vollkommner Beugelähmung und Ausfall der Musculi flexores carpi besteht die Gefahr, daß beim Arbeiten der Hand das Handgelenk überstreckt wird und schmerzt. Dieser Gefahr beugt die Handrückenstütze vor (Fig. 198, 191). Als solche habe ich in dem einen Fall, über den ich berichten kann, eine Walklederhülse verwendet, welche die untere Hälfte des Vorderarms umschließt und distalwärts eine dem Handrücken entsprechende Verlängerung besitzt, gegen welche sich dieser gegenstützt, wenn die Gefahr der Überstreckung droht.

§ 113. Streck- und Greifspange für Beugegelähmte.

Bei Lähmung der kurzen Fingermuskeln vermag der Patient die dreigliedrigen Finger in allen Gelenken zu beugen, aber bloß im Grundgelenk zu strecken. Der Apparat (Fig. 199, 200 und Werkstattzeichnungen, Fig. 201) soll ihm die Streckung auch der beiden andern Gelenke ermöglichen, und ihm dadurch zu dem Fingerspitzenschluß, der ihm fehlt, verhelfen. Der Apparat erzielt die Streckung dieser beiden Gelenke, indem er die völlige Streckung und Überstreckung des Grundgelenks verhindert, denn dadurch kommt die Wirkung der Musculi extensores digitorum auf diese Gelenke zur Geltung, während sie sich sonst in der Überstreckung des Grundgelenks erschöpft (vgl. § 37). Die Festhaltung der vier Grundgelenke in Beugestellung wird dadurch bewirkt, daß der Apparat einerseits auf diese Gelenke selbst von der Hohlhandseite her einen Druck ausübt, anderseits auf die in diesen Gelenken zusammengefügten Glieder, d. h. auf die Fingergrundglieder und die Mittelhandknochen von der Rückseite her pressend wirkt.

Der Druck auf die Beugeseite der Grundgelenke wird durch ein in die Hohlhand gelegtes und die Tiefe derselben ausfüllendes Holzklötzchen vermittelt. An diesem ist eine Blechspange festgemacht, welche die Mittelhand auf der ulnaren Seite umfaßt und dann bis zur Mitte des Handrückens läuft, wo sie frei endet; das Ende trägt einen Pelottenknopf. Die Spange übt auf die ulnaren Mittelhandknochen die erforderliche Pressung aus. Auf die radia-

len drücken zwei Bänder, welche von den beiden Enden des Holzklötzchens ausgehend die Daumenbasis, das eine von der einen, das andre von der andern Seite umfahren und auf dem Handrücken in eine Lederstrippe zusammengefaßt an dem eben erwähnten Pelottenknopf festgemacht werden. Die Lederstrippe trägt mehrere Löcher zum Einhängen in den Knopf, so daß man den Sitz des Apparates nach Bedarf fester oder loser machen kann.

Der Druck auf die Fingergrundgelenke geschieht durch einen Steg, welcher über den Rücken sämtlicher Grundgelenke hinläuft und an beiden Enden durch eine Schnur am Klötzchen festgehalten wird. Diese Schnur geht vom ulnaren Ende des Stegs zum entsprechenden Ende des Klötzchens, verläuft dann, durch Ösen gehalten, an und teilweise in diesem bis zum radialen Ende desselben, wo sie in eine mit Löchern versehene Lederstrippe endet. Diese wird auf einem am radialen Ende des Stegs aufgesetzten Pelottenknopf eingehängt. Je nachdem welches Loch man dabei wählt, wird die Schnur fester oder loser angezogen, werden die Grundgelenke folglich stärker oder schwächer gebeugt. Bei leichter Beugung entspricht die Fingerstellung der Haltung beim militärischen Gruß, bei etwas stärkerer derjenigen der Ruhelage der gesunden Finger, bei noch stärkerer Beugung haben wir die Haltung, welche die vier Finger beim Fingerspitzenschluß einnehmen.

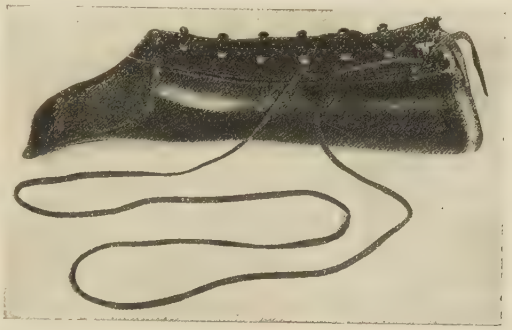


Fig. 198. Handrückenstütze.

Damit dieser Schluß zustande komme, bedarf es jedoch noch der Mitwirkung des Daumens. Diesen vermag der Patient zu strecken und zu beugen, nicht aber, wie das erforderlich wäre, zu abduzieren und zu opponieren. Hier helfen wir nach, indem wir um das Grundgelenk des Daumens eine Schlinge legen und ihn mittels dieser kleinfingerwärts in die Hohlhand ziehen. Wir führen das die Schlinge bildende Band um die ulnare Seite der Mittelhand oder vielmehr um die dort liegende Spange herum und machen es mittels der an seinem Ende angenähten gelochten Lederstrippe auf dem Pelottenknopf dieser Spange fest. Je nach dem, welches wir von den verschiedenen Löchern der Strippe wählen, wird der Daumen mehr oder weniger stark kleinfingerwärts gezogen und können wir ihn nach Belieben dem Zeigefinger oder dem Mittelfinger oder beiden zugleich gegenüberstellen, so daß der Fingerspitzenschluß wie beim Gesunden nach Belieben statthat zwischen dem Daumen auf der einen Seite und dem Zeigefinger oder Mittelfinger oder diesen beiden Fingern auf der andern Seite. Für die nötige Abduktion des Daumens sorgt dabei eine am Klötzchen befindliche vorspringende Leiste (welche von der die Spange haltenden Schnur durchsetzt wird). Sie legt sich gegen das Daumengrundgelenk und drückt es soweit als nötig aus der Hohlhand heraus.

Der Patient kann diese Fingerzange nach Belieben öffnen und schließen, da ja die langen Fingerstreck- und Beugemuskeln arbeiten, nur kann er sie nicht so weit öffnen, wie der Gesunde, da die völlige Streckung der Grundgelenke durch den Apparat verhindert wird. Doch ist die Greifweite für viele Zwecke ausreichend, da wir ja mit dem Fingerspitzenschluß meist nur kleinere Gegenstände fassen. Diese aber vermochte der Patient, dessen Krankengeschichte oben mitgeteilt wurde (§ 107), bis herab zur kleinen Stecknadel vom Tisch aufzunehmen und mit guter Kraft festzuhalten; er konnte die Schere regieren und — das eigentliche Experimentum crucis für die feinere Fingertätigkeit — Knöpfe auf- und zumachen, alles Fähigkeiten, welche ihm ohne den Apparat abgingen.

Man könnte meinen, der Apparat sei insofern hinderlich, als das in der Hohlhand liegende Holzstück den Faustschluß, welchen der Patient ja noch auszuüben imstande ist, behindert. Dies ist beim Erfassen mancher Gegenstände in der Tat der Fall, bei andern aber wird umgekehrt das Arbeiten mit der Faust erleichtert. Und zwar aus zwei Gründen: Erstens ersetzt bei entsprechender Dicke des Gegenstandes das Holzklötzchen die, wie wir wissen, dem Patienten fehlende Mitarbeit des Daumenballens, und zweitens wird durch die Möglichkeit, die Mittel- und Endglieder prompt zu strecken, das Erfassen und vor allem das

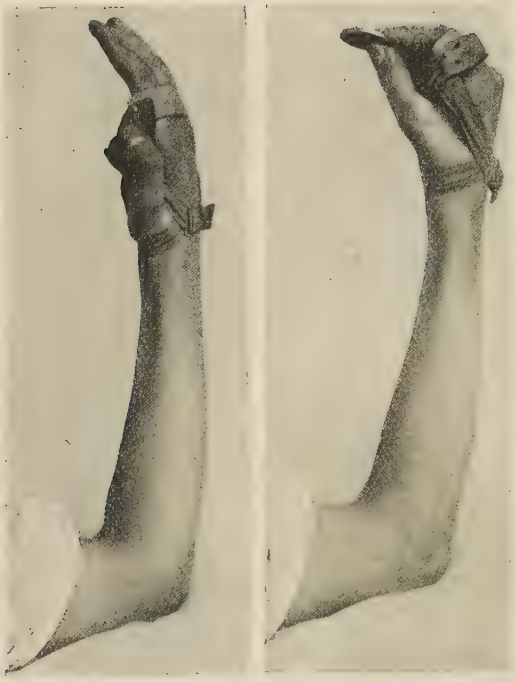


Fig. 199. Wirkung der Streck- und Greifspange. Links Strecken, in der Mitte Greifen (Fingerspitzenschluß), rechts Hand desselben Patienten beim Fingerstrecken ohne Prothese.

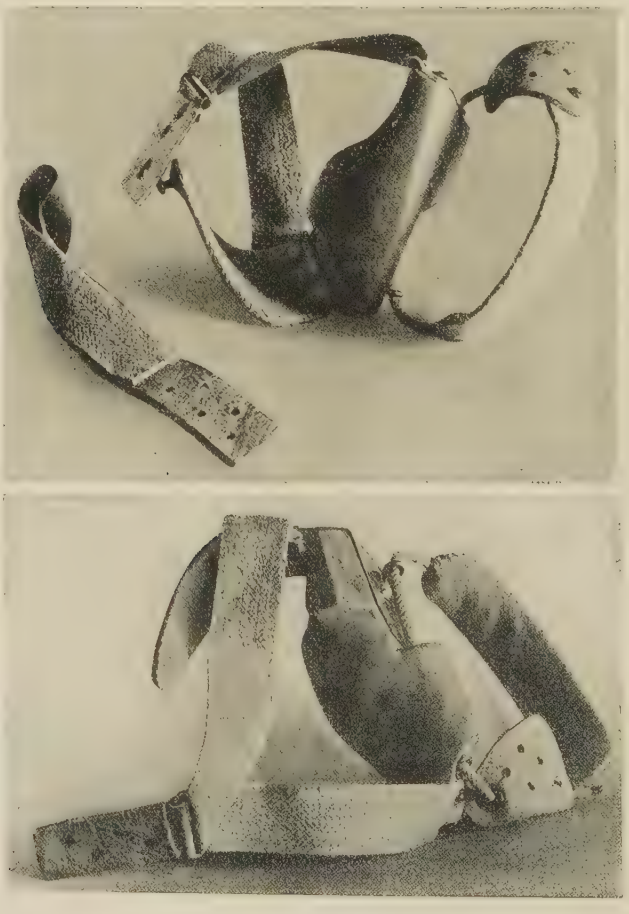


Fig. 200. Streck- und Greifspange, für die rechte Hand, oben von dorsal, unten von volar und proximal gesehen. Oben links liegt die Schlinge, mittels der der Daumen in die Hohlhand gezogen werden kann.

Loslassen des Gegenstandes z. B. eines Trinkglases, erleichtert. Im übrigen ist der Apparat, wenn er je hindern sollte, in kürzester Zeit vom Patienten ausgezogen und nachher ebenso rasch wieder angelegt.

Richtiges und angenehmes Arbeiten des Apparates ist nur dann zu erwarten, wenn er tadellos genau sitzt. Insbesondere gilt das von dem Holzklötzchen. Dasselbe wird nach einem Gipsabguß der in Fingerspitzenschlußstellung gehaltenen Hand gearbeitet. Es bedeckt

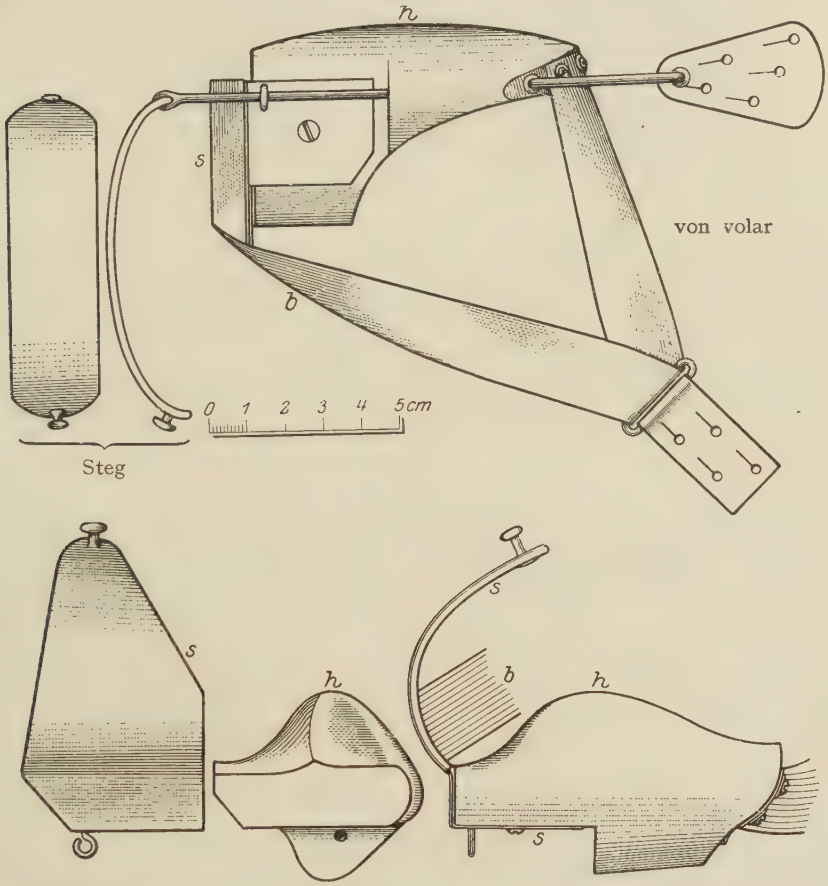


Fig. 201. Streck- und Greifspange für die rechte Hand. Werkstattzeichnungen in halber natürlicher Größe. *h* Holzklötzchen, *s* Blechspange, *b* Bandende, das am Stoffüberzug der Blechspange angenäht ist.

die gesamte Innenfläche der Hohlhand, jedoch unter Freilassung des ganzen Daumenballens. Auf der Kleinfingerseite dagegen reicht es bis an das Erbsenbein. Dieser proximal gerichtete Fortsatz ist als Widerlager nötig für den Fall, daß der Apparat als Faustschlußhelfer gebraucht wird. Spange und Steg werden aus etwa 0,7 mm starkem Stahlblech gefertigt. Sie können nachträglich der Hand entsprechend gebogen, die zugehörigen Bänder entsprechend verpaßt werden. Spange und Steg sind mit Stoff überzogen, eine Polsterung ist bei gutem Sitz überflüssig und daher besser wegzulassen.

Die Anregung zur Ausarbeitung dieses Apparates hat die von Erlacher mitgeteilte Spange für Ulnarisgelähmte gegeben. Wenn ich den Apparat nochmals bauen müßte, so würde ich vielleicht den Holzteil etwas leichter zu gestalten suchen.

§ 114. Knickfinger-Geraderichter.

Der kleine Apparat (Fig. 202 und Werkstattzeichnung, Fig. 203) soll die Beugekontraktur des Mittelgelenks beseitigen. Er besteht aus zwei seitlichen Schienen, die vor dem Finger sich vereinigen, anders gesagt aus einem Draht, der in Form eines länglichen U den Finger umkreist. Die proximalen Enden des Drahtes sind durch ein möglichst hoch (proximal) über die Beugeseite des Grundgliedes ziehendes Band verbunden, über dem vordern Rücken des Grundgliedes und über dem Mittelgelenk sind die Schienen durch eine dorsale Blechrinne vereinigt, welche, mit Filz gepolstert, auf dieses Gelenk drückt. Das ganze Grundglied des Fingers ist von einem Handschuhfingerling umschlossen, auf welchem Band, Blechrinne und Filz aufgenäht sind. Distal wird eine Verbindung zwischen beiden Schienen durch ein Band hergestellt, welches über die Beugeseite des Endgliedes verläuft und an der einen Schiene mittels einer Hülse, die auf den Schienen entlang geschoben werden kann, festgemacht ist, an der andern beim Anlegen des Apparates mit einem Haken eingehängt wird. Je kürzer dies Band ist, um so kräftiger wirkt der Apparat. In dem Maße als die Beugestellung des Mittelgelenks zurückgeht, muß das Band verkürzt werden.

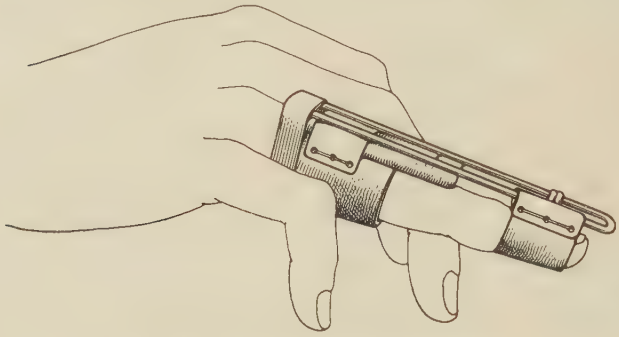


Fig. 202. Knickfinger-Geraderichter.

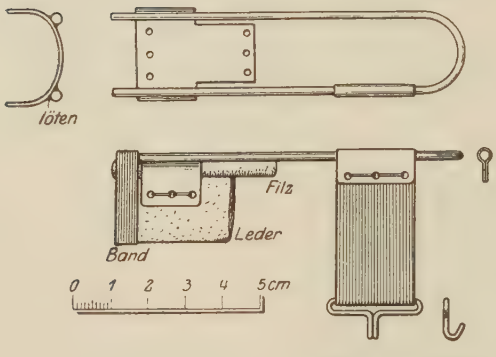


Fig. 203. Knickfinger-Geraderichter. Werkstattzeichnung in halber natürlicher Größe.

§ 115. Fingerbeugesehnen-Dehnapparat.

Die Sehnen der langen Beugemuskeln der vier Finger überziehen außer den Fingergelenken auch noch das Handgelenk. Auch wenn sie stark verkürzt sind, kann immer noch das Handgelenk gestreckt werden, falls sich die Fingergelenke, vor allem falls sich das Grundgelenk beugt, und dieses kann gestreckt werden, falls das Handgelenk gebeugt wird. Ein Apparat, welcher diese Muskeln, wenn sie geschrumpft sind, dehnen soll, muß daher sowohl das Handgelenk wie die Fingergelenke gleichzeitig in Streckstellung zwingen.

Unser Apparat (Fig. 204 und Werkstattzeichnung, Fig. 205) besteht aus drei gelenkig mit einander verbundenen Teilen. Als Mittelstück dient ein Blechschild, das gut gepolstert auf dem Handrücken aufliegt. Das Vorderstück besteht aus einem Rahmen in Form eines U, der die vier Finger umkreist und mit Gurten überspannt ist, auf welchen die vier Finger mit ihrer Beugeseite aufgelegt werden, das Hinterstück besteht aus zwei Stangen, die durch eine das Handgelenk lose überquerende Brücke zusammengehalten zu beiden Seiten des Vorderarms proximalwärts laufen und an ihren Enden durch einen über die Beugeseite des Arms ziehenden Gurt verbunden sind. Die beiden Endstücke werden durch Schnüre in jeder gewünschten Winkelstellung gegen das Mittelstück festgestellt. Dabei verfährt man so, daß man zunächst das Vorderstück durch Regulierung der Schnurlänge feststellt, dann den Patienten in den Apparat hineinschlüpfen läßt und nun durch Anziehen der zweiten Schnur das Hinterstück des Apparats und mit ihm das Handgelenk möglichst stark streckt. Die Schnur wird durch Umschlingen um einen Klemmpfosten fixiert. Der Patient kann ohne fremde Hilfe

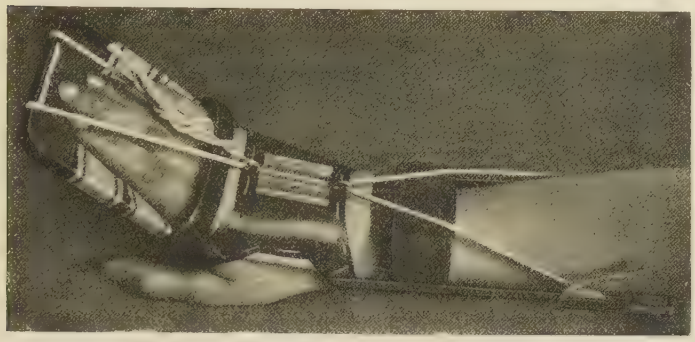


Fig. 204. Fingerbeugesehnen-Dehnapparat.

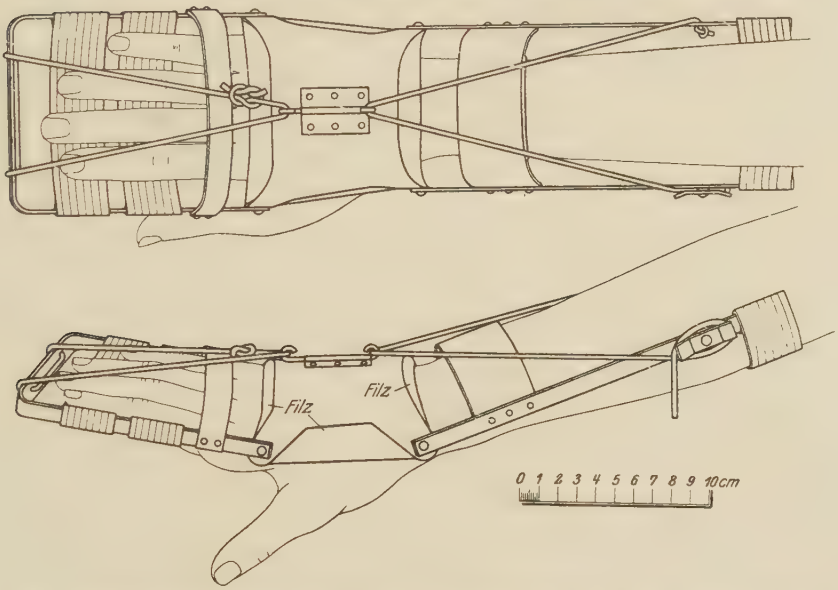


Fig. 205. Fingerbeugesehnen-Dehnapparat. Werkstattzeichnung in $^1/_4$ natürlicher Größe.

die Schnur nachziehen oder locker lassen. Der Apparat ist den bekannten, auch von uns vielfach verwendeten Mobilisationsschienen von SCHEDE nachgebildet, nur habe ich der besonderen Aufgabe entsprechend die doppelte Beweglichkeit und die doppelte Schnürung neu eingeführt.

Die schlaffen Lähmungen des Fußes (Peroneus- und Tibialislähmung).

Klinischer Teil.

§ 116. Die Motilität des Peroneusgelähmten.

Der Nervus peroneus versorgt die Strecker (Dorsalflexoren) des Fußes und der Zehen, nämlich die Musculi tibialis anterior, extensores digitorum longus et brevis, extensor hallucis, sowie die hauptsächlich als Außenkanter (Pronatoren) wirkenden Musculi peronei. Der durch die Lähmung des Nerven bedingte Ausfall dieser Muskeln ist für den Patienten vor allem deswegen störend, weil ihm die aktive Dorsalflexion im ersten Fußgelenk

genommen ist und er also die Fußspitze nicht mehr anheben kann, der Fuß vielmehr im Gelenk schlaff herabhängt: hängender Fuß, Spitzfuß.

Damit die Fußspitze beim Vorwärtsschwingen des Beins nicht auf dem Boden schleift, ist der Gelähmte gezwungen zu Hilfsbewegungen (§ 35 Schluß) seine Zuflucht zu nehmen. Fünf Arten derselben habe ich beobachten können: erstens stärkere Beugung des schwingenden Beins in Hüfte und Knie, zweitens Abduktion des Beins in der Hüfte, so daß es statt geradeaus im Bogen nach vorn geführt wird; dazu kommt drittens eine gleichzeitige Rotation im Hüftgelenk nach außen, wodurch die Fußspitze nach außen gedreht wird und nun einen noch weitern Bogen beschreibt als der übrige Fuß. Viertens wird durch eine leichte Schiefstellung des Beckens das kranke Bein während des Schwingens stärker angehoben und fünftens kann man feststellen, daß, während das kranke Bein vorschwingt, das gesunde feststehende sich stärker als sonst streckt und dadurch den ganzen Körper samt dem kranken Bein stärker lüpft (§ 14i, S. 85). Diese fünferlei Hilfsbewegungen findet man bei den verschiedenen Patienten in sehr verschiedener Weise ausgebildet und kombiniert; niemals sind sie alle gleichzeitig vorhanden. Daß sie alle dem Schleifen des gelähmten Fußes wirksam entgegenarbeiten, bedarf wohl keiner weiteren Ausführung.

Der Gang, der so zustande kommt, ist stets ungeschickt und ermüdend. Der Fuß berührt beim Aufsetzen den Boden zuerst mit der Spitze oder dem Ballen statt mit der Ferse. Außerdem finden wir oft, daß der äußre Fußrand des schwingenden Beins etwas tiefer steht als normal und daß der Fuß in ausgesprochener Supinationshaltung aufgesetzt wird.

Ausnahmsweise sehn wir die Fußspitze nicht auswärts, sondern einwärts gedreht, adduziert. Gleichzeitig ist dann stets eine besonders starke Supination zu bemerken. Supination und Adduktion sind ja, wie wir seinerzeit (§ 56) sahen, beide nur Komponenten derselben Bewegung, der Einwärtskantung des Fußes. Nur wird gewöhnlich bei unsern Patienten die Adduktion im zweiten Fußgelenk durch Auswärtsrollung in der Hüfte ausgeglichen und meist sogar überkompensiert. Die Ursache der starken Einwärtskantung ist jedenfalls in einer besonders kräftigen Anspannung des Musculus tibialis posterior, dem die gelähmten Musculi peronei nicht mehr das Gleichgewicht halten, zu suchen. Wir kommen alsbald hierauf zurück.

Endlich sehen wir zumal in solchen Fällen, wo auch die übrige Muskulatur des Beins geschwächt ist, daß der Patient das ganze Glied zu schonen sucht, es hinterherzieht und nur leise mit ihm auftritt, dagegen um so fester mit dem andern, auf welches er sozusagen hinüberfällt; dabei wird das kranke Bein möglichst steif gehalten, während das gesunde sich um so ausgiebiger beugen und strecken muß.

§ 117. Gesichtspunkte für die Behandlung des Peroneusgelähmten mittels Prothesen.

a) Der Apparat, welchen wir dem Peroneusgelähmten geben, hat die Aufgabe, beim Gang die Fußspitze des vorschwingenden Beins derart anzuheben, daß sie den Boden nicht berührt, ohne daß der Patient hierzu die

besprochenen Hilfsbewegungen heranziehen muß. Auf Grund unsrer früheren Übersicht (§ 65) unterscheiden wir zwei Hauptarten der Anhebung: elastische und unelastische. Die unelastische Anhebung oder besser gesagt Feststellung besteht darin, daß der Apparat den Fuß arretiert, sobald die Plantarflexion im ersten Fußgelenk den kritischen Winkel erreicht hat, bis zu welchem normalerweise die die Fußspitze hebenden Muskeln den Fuß während des Vorschwingens anheben müssen, damit er nicht auf dem Boden schleift. Wir sahen seinerzeit (§ 56, Fig. 45, 46), daß nach FISCHERS Messungen hierzu eine Verminderung des Fußwinkels bis auf $-91°$ erforderlich ist. Unser Apparat verhindert, daß dieser kritische Winkel überschritten wird, ohne jedoch eine unter diesen Winkel heruntergehende Dorsalflexion zu hemmen.

Das Hängen der Fußspitze beim Gehen ist also beseitigt, aber gleichzeitig ist dem Patienten jede über diesen Winkel hinausgehende Plantarflexion genommen. Die normalerweise in der Periode des Abliegens stattfindende Streckung bis auf $-81°$ fällt daher gänzlich fort und die Plantarflexion während des Stemmens, welche normalerweise den Fußwinkel von $-98°$ auf $-80°$ steigert, wird bereits, wenn der Winkel $-91°$ erreicht ist, arretiert.

Die Aufhebung der Plantarflexion beim Abliegen bedeutet, daß beim Aufsetzen des Fußes die Sohle sich nicht rasch in ganzer Länge auf den Boden auflegen kann. Daher ist es beim allmählichen Hinüberschieben des Körpergewichts auf den aufgesetzten Fuß für längere Zeit die Ferse allein, welche das Gewicht aufnimmt, und da diese nicht in gleicher Weise wie der Fußballen federnd nachzugeben vermag, ist das Auftreten härter, unelastischer als beim Gesunden und auch unelastischer als bei dem Gelähmten, der keinen solchen Apparat trägt, wie man unschwer beobachten kann.

Die Behinderung der stemmenden Plantarflexion beim Erheben bedeutet, daß, wenn der Fuß sich wieder vom Boden löst und hierbei durch die Anspannung der Wadenmuskulatur der Fuß sich streckt und den Körper hochhebt, diese Bewegung vorzeitig unterbrochen wird, und zwar so, daß beim Gehn nur noch der geringere Teil der Wadentätigkeit übrigbleibt entsprechend einer Drehung des Fußes im ersten Fußgelenk von nur $7°$ statt der normalen $18°$. Noch weit ungünstiger liegen die Verhältnisse beim Laufen und Springen, wo von den normalen Winkeldrehungen um $34°$ bzw. $51°$ (vgl. Tabelle 22) nur noch ein unbedeutender Bruchteil erhalten bleibt. Dementsprechend kann ein Patient mit einem solchen Apparat nur sehr unvollkommen laufen und noch schlechter springen. Beim Gehen dagegen ist der Ausfall von $18 - 7 = 11°$ zu gering, um für den Beobachter auffällig in die Erscheinung zu treten.

Endlich ist der Ruck, mit welchem die Zusammenziehung der Wade im Moment der Arretierung plötzlich zum Stillstand gebracht wird, wenigstens für den, welcher einen solchen Apparat erst seit kurzem trägt — ich selber habe, um mich zu orientieren, vielerlei Apparate einige Zeit getragen — recht unangenehm.

Zusammenfassend können wir sagen, daß ein solcher unelastischer

Apparat zwar das Hängen der Fußspitze wirksam beseitigt, dafür aber den Gehmechanismus in andrer Richtung merklich beeinträchtigt. Trotzdem überwiegt im ganzen der Gewinn die Nachteile, welche in den Kauf genommen werden müssen. Horwitz, selbst an Peroneuslähmung leidend, berichtet, daß er mit seiner sehr einfachen nicht elastischen Vorrichtung Märsche bis zu 15 km auszuführen vermag.

b) Es gibt nun aber eine zweite Art von Apparaten, bei welcher alle diese Nachteile fast völlig beseitigt sind, nämlich solche, welche die Fußspitze elastisch, d. h. mit Hilfe einer Feder anheben. Die Stärke der Feder ist gemäß dem früher auseinandergesetzten Prinzip der eben noch genügenden Federkraft (§ 66) derart abzupassen, daß der funktionstüchtige Antagonist, d. i. in unserm Fall die an der Achillessehne angreifende Wadenmuskulatur den Widerstand der Feder leicht überwinden und sich in normalem Ausmaß verkürzen kann, was dann zur Folge hat, daß die Plantarflexion genau wie beim Gesunden stattfindet. Allerdings ist die Wade dabei gezwungen, eine gewisse Mehrleistung zu vollbringen, da sie zu ihrer sonstigen Arbeit auch noch die Feder des Apparates strecken muß. Aber offenbar ist diese Mehrarbeit verhältnismäßig unbedeutend und beträgt nur einen kleinen Bruchteil der normalerweise von dieser Muskulatur zu vollbringenden Arbeit. Das geht schon daraus hervor, daß der natürliche Querschnitt der Wadenmuskulatur etwa siebenmal so groß ist wie der Querschnitt der die Fußspitze anhebenden Muskeln (vgl. die Berechnungen in § 58c). Vorausgesetzt ist hierbei, daß unsre Federung richtig abgepaßt ist und nicht wesentlich mehr Kraft erfordert, um überwunden zu werden, als sie selber entwickeln muß um die Fußspitze anzuheben. In der Tat ist der Gang eines mit einem richtig konstruierten elastischen Apparat versehenen Gelähmten in günstigen Fällen, d. h. wenn weitere Störungen nicht bestehn, so gut, daß ein Unterschied in der Bewegung des gesunden und des gelähmten Fußes kaum zu merken ist. Erfahrungen über die nach gehöriger Trainierung erzielten Maximalleistungen vermag ich leider nicht mitzuteilen, da ich keine geeigneten Patienten lange genug beobachten konnte.

Um Enttäuschungen vorzubeugen, sei jedoch auf die selbstverständliche Tatsache hingewiesen, daß die Kompensation immer nur für die Bewegung auf guten Wegen eine vollkommene sein kann. Auf dem Sturzacker oder am pfadlosen Berghang wird der Patient deshalb dem Gesunden stets nachstehn, weil ihm die Fähigkeit fehlt, den Fuß je nach Bedarf in Einwärts- oder Auswärtskantung festzustellen und kein Apparat ihm diese Fähigkeit zu geben vermag.

Noch in einer andern Beziehung ist der Gelähmte auch mit dem besten Apparat gegenüber dem Gesunden im Nachteil. Der Gesunde hebt die Fußspitze auf unebenem Boden nach Bedarf bei einem Schritt mehr, beim andern weniger stark an, außerdem beim Laufen oder Bergangehn oder Treppensteigen mehr als beim Marsch in der Ebene oder beim Bergabgehn. Die hebende Wirkung des Apparates dagegen ist immer dieselbe. Hier kann jedoch bis zu einem gewissen Grad Abhilfe geschaffen werden.

Zwei von unsern später zu beschreibenden Spitzfußapparaten gestatten dem Patienten, mit einem einzigen Handgriff den Zug des Apparates stärker oder schwächer zu stellen.

Man könnte den Apparat auch dauernd so einstellen, daß die Fußspitze für alle Fälle hoch genug gehoben wird. Doch hat das den Nachteil, daß der Fuß dann für die meisten Fälle, d. h. für den gewöhnlichen Gang auf ebenem Boden zu hoch gehoben wird, was unangenehm und unschön ist. Freilich kann die Wade durch ständige Gegenarbeit die übermäßige Hebung verhindern. Aber damit wird einerseits die zu leistende Arbeit, andrerseits der Druck des Apparates auf die tragenden Körperteile vermehrt. Die Wirkung des Apparates ist aber am angenehmsten, eine Energieverschwendung wird am sichersten vermieden, wenn der Zug gemäß unserm Prinzip der eben noch genügenden Federkraft so abgepaßt ist, daß er gerade ausreicht, um die Fußspitze anzuheben. Zu solcher Abpassung werden die Patienten daher von uns angewiesen.

Damit der Druck des Apparates auf die tragenden Körperteile möglichst gering werde, ist es nun nicht nur erwünscht, daß der Apparat beim Anheben des Fußes nur den hierzu eben ausreichenden Zug ausübe, sondern auch daß, sobald das Anheben nicht mehr vonnöten ist, der Zug möglichst ganz aufhöre, insbesondere also während jener Phase des Ganges, wo der Fuß auf dem Boden aufruht und der Betrag des Fußwinkels unter $-91°$ heruntersinkt, ferner aber während jener Zeit, wo der Patient sitzt oder stillsteht. In der Tat läßt sich auch dieser Wunsch durch gewisse Anordnungen einigermaßen befriedigen, wie wir noch sehn werden.

Schließlich noch ein Wort über den Nachteil der elastischen Apparate gegenüber den unelastischen: erstere sind weniger haltbar, denn jede stählerne Feder kann verbogen werden, kann durchrosten und brechen. Aber diese Gefahr ist bei gutem Stahl und tadelloser technischer Ausführung und einigermaßen sorgfältiger Behandlung seitens des Patienten lange nicht so groß, wie vielfach auf Grund der Erfahrungen an unvollkommen durchkonstruierten Apparaten angenommen wird. Denn gute stählerne Federn verbiegen sich nicht und lassen auch nicht nach, falls sie nur niemals über die Elastizitätsgrenze hinaus beansprucht werden. Es ist daher eine wichtige aber durchaus lösbare Aufgabe der Technik, die Federn so zu dimensionieren, daß bei normaler Benutzung die Elastizitätsgrenze nie erreicht wird, ferner dafür zu sorgen, daß der Patient beim An- und Ausziehn des Apparates nicht Veranlassung findet, die Federn zu zerren und dafür, daß diese der Nässe möglichst wenig ausgesetzt sind, endlich dafür, daß sie, wenn sie dennoch Schaden gelitten haben, leicht ausgewechselt werden können. Von Gummizügen als Federung habe ich ganz abgesehn, nicht nur weil sie sehr kurzlebig sind, sondern auch weil sie, selbst solange sie funktionieren, ihre Wirksamkeit beständig ändern, eine genaue Abpassung ihrer Federkraft mithin unmöglich ist.

Endlich ist es ein großer Vorteil, wenn der Apparat an jedem beliebigen Schuh angebracht und leicht von einem Schuh auf den andern übertragen werden kann. Der Patient ist dann nicht auf vom Spezialisten anzufertigende Schuhe angewiesen und fährt wesentlich billiger.

c) Wir haben bei unsern bisherigen therapeutischen Überlegungen nur die hängende Fußspitze ins Auge gefaßt, dagegen den hängenden äußern Fußrand ganz außer acht gelassen, und dieses Symptom ist ja auch nur ausnahmsweise so ausgeprägt, daß es sich störend bemerkbar macht. Zwischen beiden Arten des Hängens besteht ein prinzipieller Unterschied, insofern als das Hängen der Fußspitze bei Ausfall der Streckmuskeln mechanisch bedingt und unvermeidlich ist, da der Schwerpunkt des Fußes, der unter dem dritten Keilbein sich befindet (§ 56 Schluß), bei normaler Fußhaltung wesentlich vor der Streck- und Beugeachse im ersten Fußgelenk gelegen ist. Dagegen liegt der Schwerpunkt nur wenig außerhalb der Achse des zweiten Fußgelenks. Eine über das normale Maß wesentlich hinausgehende Supination des schwingenden Fußes kann daher nur durch aktive Muskeltätigkeit, etwa durch Anspannung des Musculus tibialis posterior bedingt sein. Sie ist also aktiv, nicht passiv. Dies gilt erst recht, wenn wir annehmen, daß schon die normale Supination ganz oder teilweise durch Zusammenziehung des Musculus tibialis anterior, welcher ja bei unserm Patienten gelähmt ist, zustande kommt (§ 56 Ende). Eine solche unzweckmäßige Tätigkeit des Musculus tibialis posterior wäre in das Gebiet der fehlerhaften Angewohnheiten zu rechnen, die gerade bei Beinkranken so oft zur Beobachtung kommen und den sogenannten psychogenen Lähmungen und Spasmen zugrunde liegen, ein interessantes und wichtiges Kapitel, auf welches hier jedoch nicht eingegangen werden kann. Wir können diese Anspannung des Tibialis posterior auch als Hilfsbewegung bezeichnen, falls wir diesen Begriff so weit fassen, daß wir auch Bewegungen des Gelähmten, deren Zweckmäßigkeit zweifelhaft ist, mit einschließen.

Aus dieser Einsicht in das Zustandekommen des hängenden äußern Fußrandes ergibt sich nun für die Therapie, daß das vielfach übliche Verfahren, dieses Symptom durch eine mechanische Anhebung des Fußrandes beseitigen zu wollen, völlig verkehrt ist, da dadurch die unzweckmäßige Innervation der Supinationsmuskulatur nur verstärkt wird. Das Richtige ist vielmehr durch Anheben der Fußspitze diese Hilfsbewegungen ebenso wie die andern überflüssig zu machen. In der Tat hat mir die Erfahrung immer wieder gezeigt, daß auf diesem Wege das Hängen des Fußrandes ebenso verschwindet wie die übrigen anormalen Bewegungen des Beins, freilich ebenso wie diese meist nicht sofort, sondern erst nachdem der Apparat einige Tage getragen ist, da es natürlich Zeit braucht, bis eine durch längere Gewohnheit befestigte Innervation verschwindet. Daß sie verschwindet, ist zugleich der beste Beweis für die Richtigkeit unsrer Auffassung, daß es sich nur um eine schlechte Gewohnheit und um eine durch Muskeltätigkeit aktiv bewirkte Stellungsanomalie handelt.

Bei dieser Gelegenheit sei angemerkt, daß wir, nachdem wir dem Patienten einen Apparat gegeben haben, ihn jedesmal anleiten müssen, nunmehr seine bisherigen krankhaften Gewohnheiten abzulegen, indem wir ihm erklären, daß diese nicht mehr notwendig sind und ihn anweisen, nötigenfalls nur ganz langsam und mit kleinen Schritten, immer aber so zu gehen, daß ein andrer nichts Anormales an seinem Gang wahrnimmt.

Das Umlernen bedarf, wie gesagt, bei unsern Patienten meist einiger

Tage, kann aber auch mit einem Schlage vor sich gehen. Interessant war mir in dieser Beziehung die Erfahrung, welche ich an mir selber wiederholt machte. Ich habe, obgleich nicht gelähmt, Spitzfußapparate, um sie auszuprobieren, vielfach selber getragen. Wenn ich nun mit einem gut wirkenden Apparat auch nur eine halbe Stunde gegangen war und ihn dann plötzlich außer Funktion setzte, so hing die Spitze meines Fußes bei den nächsten Schritten wie beim Peroneusgelähmten herab und ich hatte im Fuß das Gefühl großer Schwere, ein Gefühl, das ja wohl dasselbe ist, wie jenes, über welches der wirklich Gelähmte klagt. Offenbar hatte ich bereits den Gang ohne Mithilfe der die Fußspitze anhebenden Muskeln mir angelernt, die normalen Gehbewegungen verlernt.

d) Eine weitere Frage, welche sich hier anschließt, ist diese: Da unser Patient nicht imstande ist wie der Gesunde seinen Fuß in jedem Grade von Einwärts- oder Auswärtskantung festzustellen, so ist er auf unebnem Boden besonders in der Dunkelheit in der Gefahr, mit dem Fuß „umzuknicken". Sollen wir nicht etwa dieser Möglichkeit vorbeugen, indem wir den Fuß nach seitwärts feststellen, die Beweglichkeit im zweiten Fußgelenk (Kantung) durch unsern Apparat ausschalten wie das der alsbald zu besprechende klassische Peroneusschuh mit seinen längs des Unterschenkels hochgeführten Schienen tut? Ich habe diese Frage vielfach überlegt und bin zu folgendem Ergebnis gelangt: Wenn der Patient sich auf guten Wegen bewegt, so ist diese Gefahr des Umknickens so gering, daß ihre Beseitigung nicht den Nachteil aufwiegt, welcher darin liegt, daß ein die Kantung unmöglich machender Apparat ihm die Fähigkeit der Anpassung an eine schiefe Bodenfläche raubt, vermöge deren der Fuß und auch der Fuß des Gelähmten sich sonst auf einem seitlich geneigten Boden mit der ganzen Sohle auflegt. Jedes Auftreten auf schiefer Fläche hat dann einen unangenehmen Druck des der Kantung widerstrebenden Apparates zur Folge, wie die Patienten klagen und der Arzt, der sich die Mechanik dieses Vorgangs klar macht, leicht versteht. Dagegen ist es zweckmäßig, wenn der Apparat ohne geringe Kantung zu hindern gegen eine übermäßige Pronation und völliges Umknicken Widerstand und Halt bietet. Dies tun beispielsweise unsre Apparate Modell PL und PSp .

Aber allerdings ist es nur ein leichter Halt, den sie gewähren; bei starker Gegenwirkung reicht er nicht aus. Hier hilft nur der besagte Schienenschuh und dieser ist daher für solche Patienten das Richtige, welche sich viel auf unebnem Boden bewegen, Sturzäcker überschreiten, auf die Jagd gehen und dann eben die Unannehmlichkeiten des Schienenschuhs in den Kauf nehmen müssen.

e) Alle unsre vorstehend mitgeteilten Beobachtungen über den Gang unsrer Patienten und über die durch die Apparate erzielten sichtbaren Verbesserungen sind nur mit dem bloßen Auge gemacht. Es ist aber klar, daß solche direkte Beobachtung die raschen Veränderungen, welche während des Ganges statthaben, nur unvollkommen zu verfolgen und aufzufassen vermag. Wie sehr selbst vorzüglich geschulte Beobachter dabei in die Irre gehen können, beweist die von den Gebrüdern Weber aufgestellte Theorie des Gehens, welche für die damalige Zeit, in der die Physiologie noch nicht die Mittel besaß, rasch vorübergehende Erscheinungen dauernd festzulegen, eine treffliche Leistung darstellte, durch die

spätern, auf momentphotographischen Aufnahmen fußenden Arbeiten aber in wesentlichen Punkten als unzutreffend erwiesen wurde.

Alle unsre obigen Schlüsse über die Wirkung unsrer Apparate kranken an dieser Unvollkommenheit und Unsicherheit. Erst wenn wir den Gang unsrer Patienten mit und ohne Apparat momentphotographisch analysieren, werden wir mit unsrer Theorie und Therapie auf völlig einwandfreiem Boden stehen. Der zu solcher Analyse erforderliche komplizierte Apparat stand mir jedoch nicht zur Verfügung.

Einen freilich kümmerlichen Ersatz habe ich durch Messung der Spurlängen zu erhalten gesucht. Darunter ist folgendes zu verstehen: Normalerweise eilt beim Gang das schwingende Bein dem stehenbleibenden um ebensoviel voran als es zuvor hinter ihm zurückgeblieben war. Der Abstand von der rechten Fußspur zur linken ist daher genau so groß wie der von der linken zur rechten. Unter pathologischen Verhältnissen werden diese beiden Abstände oder „Spurlängen" ungleich. Ihre Größe läßt sich mittels einfacher Hilfsmittel auf folgende Weise messen: Zwei in Form des Absatzes geschnittene Stücke dicker Pappe werden gründlich in Wasser eingeweicht und dann mit einem Heftpflasterstreifen unter den Schuhabsätzen festgemacht, worauf der Patient auf einem geeigneten Fußboden umhergeht. Bei jedem Schritt markiert sich der Ort, wo der Absatz aufgesetzt wurde, durch einen Wasserfleck; dieser wird, ehe er abtrocknet, mit Kreide umfahren und dann wird die Lage der Kreidemarken ausgemessen. Im allgemeinen findet man bei unsern Patienten, wie wohl bei den meisten Beinkranken, daß das gesunde Bein dem kranken weiter voraneilt als das kranke dem gesunden. In extremen Fällen wird das kranke Bein kaum oder gar nicht vor das gesunde vorgestellt, sondern nur nachgezogen.

Durch einen zweckmäßigen Apparat wird der Unterschied der Spurlängen geringer und kann ganz verschwinden, ein weniger zweckmäßiger Apparat, z. B. ein nicht federnder, pflegt eine geringe oder keine Änderung zu bewirken. Bei einem Patienten fand ich dagegen die Spurlänge vom kranken zum gesunden Bein größer; derselbe trug seit vielen Monaten einen unelastischen Apparat, mit dem er fleißig ging.

Wenn bei unseren meisten Patienten die Spurlänge vom kranken zum gesunden Bein größer ist als die vom gesunden zum kranken, so hängt das wohl mit dem Bestreben zusammen, das kranke Bein steif zu machen und möglichst wenig zu bewegen, das gesunde dafür um so ausgiebiger zu beugen und zu strecken (vgl. oben § 116 Schluß). Das umgekehrte Verhalten der Spurlängen in dem zuletzt erwähnten Fall ist wohl so zu erklären, daß das Bein nicht mehr geschont wurde, aber durch den unelastischen Apparat behindert war, sich ebenso stark zu strecken und den Körper vorwärts zu werfen, wie das gesunde (vgl. § 117a). Doch sind die wenigen Versuchsreihen, welche ich an nur 4 Patienten gemacht habe, nicht hinreichend, um sichere Schlüsse zu ziehen.

§ 118. Gleichzeitige Lähmung der Nerven peroneus und tibialis.

Häufig sind außer dem Nervus peroneus auch noch andre Zweige des Nervus ischiadicus von der Lähmung betroffen. Für unsre Prothesentechnik sind nur jene Fälle von Wichtigkeit, wo außer den vom Nervus peroneus auch noch die vom Nervus tibialis versorgten Beweger des Fußes, vor allem die Wadenmuskeln gelähmt sind. In diesem Fall hängt der Fuß völlig der eignen Bewegung beraubt, lose am Unterschenkel; außer der Dorsalflexion fehlt auch die Plantarflexion, der Patient vermag nicht auf dem kranken Bein allein zu stehen oder gar auf dem Fußballen desselben sich hoch zu heben, so daß die Ferse sich vom Boden löst, wie das bei reiner Peroneuslähmung möglich ist. Dagegen kann der Patient, falls die die Hüfte und das Knie bewegenden Muskeln noch genügend arbeiten, sowohl fest auf beiden Beinen stehen als auch rasch und ziemlich sicher, wiewohl etwas ungeschickt, gehen. Beim Gehen hängt natürlich die Fußspitze, da ja der Schwerpunkt des Fußes zehenwärts von der Aufhängeachse im obern Sprunggelenk gelegen ist. Merkwürdigerweise jedoch hängt sie meist

weniger als bei bloßer Peroneuslähmung. Ich erkläre mir dies dadurch, daß der sonst das Hängen verstärkende Tonus der noch arbeitenden Wade in Wegfall kommt. Auch fehlt die bei reiner Peroneuslähmung gelegentlich zu beobachtende starke Supination und Adduktion des Fußes, was begreiflich ist, da wir diese ja oben als Folge einer Kontraktion des Musculus tibialis posterior erkannt hatten, der bei Tibialislähmung ebenso wie die Wade ausfällt.

Ein fernerer Unterschied ist, daß wir bei Ischiadicuslähmung niemals schwere Spitzfußkontrakturen beobachten, wie sie bei Peroneuslähmung gelegentlich vorkommen. Auf Grund unsrer früheren Ausführungen über das Zustandekommen schwerer paralytischer Kontrakturen als Folge einseitigen Muskelzugs ist das wohl verständlich (§ 34).

Auf eine interessante Eigentümlichkeit sei noch hingewiesen. Unser Gelähmter vermag zwar nicht auf dem kranken Bein allein zu stehen, wohl aber, wenn er sich seiner übrigen Muskeln geschickt und energisch zu bedienen weiß, auf ihm allein zu hüpfen, wie mir das der früher (§ 141) erwähnte Patient St. vordemonstrierte. Mechanisch erklärt sich das ebenso wie die bekannte Tatsache, daß man auf einer einzigen Stelze zu hüpfen, nicht aber auf ihr stillzustehen vermag. Für den Arzt aber, der sich diese mechanischen Verhältnisse noch nicht klar gemacht hat, ist es verblüffend, den Patienten, bei dem er eben noch die völlige Unfähigkeit zu irgendeiner aktiven Bewegung des Fußes festgestellt hat, auf eben diesem Fuß umhertanzen zu sehen.

Was die Therapie anlangt, so bringt auch bei den an beiden Fußnerven Gelähmten die künstliche Anhebung der Fußspitze eine Verbesserung des Gangs. Nur reicht diese nie soweit wie in dem zuvor besprochenen Fall, wo der Nervus peroneus allein fehlt und die Feder des Apparates mit der noch funktionstüchtigen antagonistischen Wadenmuskulatur zusammen wirken kann. Hier, wo auch die Wade gelähmt ist, bleibt der Gang stets etwas ungeschickt und mühsam.

Auch diese Patienten ziehen meist einen elastischen Zug dem starren vor. Das ist begreiflich. Denn wenn auch die plötzliche Arretierung der aktiven Wadenverkürzung hier nicht statthat, so wird doch durch das plötzliche Hochreißen der Fußspitze ein unangenehmer Ruck erzeugt. Mechanisch ausgedrückt: wenn der Fuß plötzlich gehoben, seine Trägheit momentan überwunden werden soll, so entsteht an den Aufliegestellen des Apparates ein größerer Druck und es bedarf einer größern Arbeitsleistung als wenn er allmählich in Bewegung gesetzt wird. In betreff der seitlichen Feststellung gilt ähnliches wie bei der bloßen Peroneuslähmung. Nur sind hier die Fußgelenke oft loser und ist daher die Gefahr des seitlichen Umknickens auf unebnem Boden größer. Andrerseits wird die Last eines dieses Umknicken verhindernden Schienenapparates an dem geschwächten Glied besonders unangenehm empfunden und daher doch meist ein einfacher und leichter Apparat, etwa unser Modell PT oder PL, vorgezogen.

Prothesen für den Peroneusgelähmten.

§ 119. Übersicht über die vorhandenen Apparate (einschließlich unsrer neuen Modelle).

a) Zugbahnen. Nachdem wir uns im allgemeinen über die Anforderungen orientiert haben, welche an eine Prothese für den paralytischen Spitzfuß des Kriegsgelähmten zu stellen sind, wollen wir uns einen Überblick über die bisher ausgeführten Apparate verschaffen und über die konstruktiven Ideen, vermöge deren sie diese Anforderungen zu befriedigen suchen. Auf sehr mannigfache Weise kann die Aufgabe, die hängende Fußspitze, sei es elastisch, sei es unelastisch, anzuheben, gelöst werden, und eine große Zahl von Apparaten ist bereits publiziert worden, andre sah ich gelegentlich an Patienten, weitere Möglichkeiten erscheinen denkbar. In dieser Fülle uns zurecht zu finden, wird uns jedoch auf Grund unsrer frühern Übersicht der Konstruktionsmöglichkeiten (§ 65) gelingen. Nur auf Grund einer derartigen gründlichen theoretischen Durcharbeitung des Problems habe ich andrerseits den Mut, diese Fülle noch durch drei eigene neue Vorschläge zur Beseitigung des „Spitzfußes" zu vermehren.

1. Die einfachste Lösung unsrer Aufgabe erscheint eine Zugbahn: wir befestigen eine Schnur oder ein Band, elastisch oder unelastisch, am vordern Teil des Schuhes, führen es hoch und befestigen es — ja wo sollen wir es befestigen? Der nächstliegende brauchbare Punkt ist das untere Ende des Unterschenkels oberhalb der durch die Knöchel (Malleoli) bewirkten Verbreiterung, welche unser Band gegen Abrutschen nach unten schützt. Da aber ein einfaches Band um den Unterschenkel gelegt, schnüren würde, so bringen wir statt dessen eine richtige gepolsterte Ledermanschette an und befestigen an ihrem vordern obern Rand die Enden zweier Schnüre, deren andre Enden wir in den vordersten Schnürlöchern eines gewöhnlichen Schnürschuhs fest machen. Durch Zwischenschaltung stählerner Schraubenfedern machen wir den Zug elastisch. Ein solcher Apparat wurde von Heymann und neuerdings von Hasebroek empfohlen. Ich selber habe seinerzeit ein Modell ausgearbeitet, das nur in der Ausführung von diesen verschieden ist (Fig. 206 unten).

Man kann diese Konstruktion noch vereinfachen. Wenn nämlich der Schnürschuh etwas hochschäftig ist, so kann man die Fußmanschette entbehren, da der oberste Teil des Schuhs den Unterschenkel als Manschette umschließt; man befestigt dann die Züge einfach in dem obersten Schnürlochpaar. Diese Methode hat Horwitz mitgeteilt; er begnügt sich zudem statt elastischer Züge gewöhnliche nicht federnde Schuhsenkel zu verwenden. Einen ähnlichen Peroneusschuh mit hochziehenden Senkeln über den gewöhnlichen Verschlußsenkeln sah ich bei einem Patienten, der denselben im Vereinslazarett vom roten Kreuz in München-Neuhausen (Chefarzt v. Hoesslin) erhalten hatte und damit wohl zufrieden war. Ferner sah ich hierher gehörige Vorrichtungen aus dem Vereinslazarett Nordsanatorium Berlin und dem Reservelazarett Göttingen, Abt. Reichshof.

Die gleichfalls hierher gehörigen Vorrichtungen von KÖHLER und SPIEGEL haben das Besondere, daß sie nur einen einzigen elastischen Zug anbringen und diesen nicht vorn in der Mitte, sondern etwas lateral, um zugleich mit der hängenden Fußspitze den hängenden äußern Fußrand anzuheben, ein Bestreben, über dessen Berechtigung wir oben (§ 117d) gesprochen haben.

Ja es bedarf nicht einmal durchaus besondrer Züge und Schnürsenkel, sondern genügt, daß der Patient seinen Schuh in gewöhnlicher Weise nur bei stark gebeugtem Fußgelenk recht fest schnürt, damit die Spitze etwas hochgehalten und eine ausgiebige Plantarflexion unmöglich gemacht wird. Viele Patienten haben das aus sich selbst herausgefunden. Auch eine um das gebeugte Fußgelenk recht fest gewickelte Binde ist in diesem Sinn wirksam (SCHEDE).

Alle die erwähnten Vorrichtungen nun, auf dem gleichen Prinzip beruhend, leiden an dem gleichen mit diesem Prinzip verknüpften Übelstand, daß nämlich der Ring um den Unterschenkel, an welchem wir unsern Zug und damit das Gewicht des Fußes aufhängen -- einerlei, ob dieser Ring als besondere Manschette gebildet ist, oder ob nur der Schaft des Stiefels als solcher benutzt wird — durch das Gewicht des Fußes nach unten gezogen wird und nun auf die Knöchel einen erheblichen Druck ausübt, der an dieser von der Natur schlecht gepolsterten Stelle mit der Zeit unangenehm empfunden wird. Dazu kommt der weitere Übelstand, daß wir genötigt sind, den Ring, damit er nicht dem Zug folgend über die Knöchel herabrutscht, ziemlich fest anzuziehen und daß diese zirkuläre Schnürung leicht Kreislaufstörungen bei unsern vielfach hierzu disponierten Kranken hervorruft. Endlich ist zu sagen, daß eine Federung bei diesem Prinzip wegen der Kürze der zur Verfügung stehenden Zugstrecke schwierig und wohl nur in unvollkommner Weise anzubringen ist, welch letzterer Übelstand allerdings dadurch behoben werden kann, daß man die Manschette etwa durch seitliche Stäbe nach oben verlängert, wie das HILDEBRAND tut.

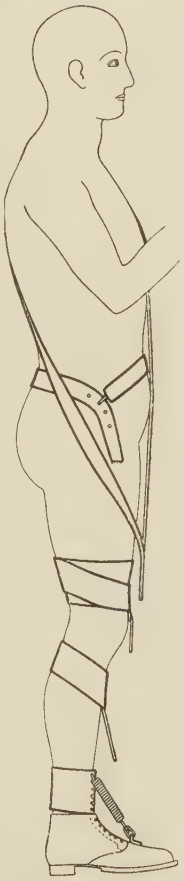


Fig. 206. Schematische Übersicht der Möglichkeiten von Zugbahnen zur Anhebung der hängenden Fußspitze.

Es gibt nun, wie schon erwähnt, Patienten, bei welchen diese Übelstände nicht in Erscheinung treten oder nicht empfunden werden, und da diese Vorrichtungen den Vorzug großer Einfachheit besitzen, so verdienen sie, zumal in ihren allereinfachsten Formen (HORWITZ, HOESSLIN) wohl, daß man sich ihrer erinnert. Zum mindesten als Provisorium können sie gute Dienste leisten, namentlich, da auch eine unvollkommne, teilweise Hochhaltung des Fußes bereits für den Patienten eine Verbesserung bedeutet. Als reguläre Bestandteile unsres orthopädischen Arsenals aber habe ich sie gestrichen, da es andre Apparate gibt, mit welchen wir unsern Zweck sicherer und vollkommner erreichen.

2. Da die Befestigung des obern Zugendes sich als der schwache Punkt der bisher besprochenen Apparate erwiesen hat, ist der nächstliegende Gedanke, für diese Befestigung eine andre passendere Körperstelle zu suchen, und zu diesem Zweck weiter aufwärts zu steigen (vgl. Fig. 206). Der nächste in Betracht kommende Punkt ist die Gegend unmittelbar unter dem Knie, wo ein Ring oder eine Manschette an der Ausbuchtung der Wade oder an dem Fibulaköpfchen und der Tuberositas tibiae Halt gegen das Abrutschen nach unten findet. Schon Duchenne probierte es mit dieser Befestigungsstelle; sodann von modernen Autoren Jerusalem, Lorentz, Schmidt. Aber mancherlei Versuche an mir selbst haben mich zu der Überzeugung geführt, daß an dieser Stelle angelegte Manschetten, um das geforderte Gewicht zu tragen, ohne abzurutschen, so fest angezogen werden müssen, daß sie den Kreislauf behindern und nach kurzer Zeit peinlich empfunden werden. Und das ist kein Wunder, wenn man bedenkt, daß das zu tragende Gewicht 1 bis 2 kg beträgt, wie wir später noch feststellen werden.

Zu dem gleichen Ergebnis ist bereits Duchenne (1872, S. 1061) gelangt. Er ist daher mit dem obern Ende seiner Zugbahn sozusagen noch ein Stockwerk höher gestiegen und hat am Oberschenkel über den Epikondylen Halt für seinen Apparat zu finden gesucht, wie er behauptet, mit gutem Erfolg. Nach meiner Erfahrung aber besteht dort die gleiche Schwierigkeit in kaum vermindertem Maße.

Es gibt nun allerdings ein Mittel, um diese Schwierigkeit gründlich zu beseitigen. Im Anschluß an die bewährte Technik des chirurgischen Extensionsverbandes kleben wir Heftpflasterstreifen oder mit einem Klebmittel getränkte Binden auf die Haut des Schenkels fest und hängen an ihnen das obere Ende unsres Zuges an, wobei wir gut tun, Sorge zu tragen, daß die Zugstrecke in dem Maße, als der Heftpflasterring allmählich tiefer rutscht, verkürzt werden kann. Aber diese Konstruktion kann natürlich nur als Provisorium benutzt werden, als solches jedoch ist sie recht brauchbar. Hierher gehören die Apparate (wenn man diesen anspruchsvollen Namen für diese einfachen Vorrichtungen gebrauchen will), welche Barwell bereits Mitte des vorigen Jahrhunderts, Heidenhain zu Ende desselben angab und welche neuerdings wieder von Muskat und von Schmidt in Vorschlag gebracht wurden.

3. Wir steigen nun auf unsrer Suche nach einem geeigneten Befestigungspunkt für unsre Zugbahn noch höher und über den Oberschenkel empor. Dann treffen wir auf die beiden klassischen Aufhängestellen unsres Körpers, welche wir auch zum Tragen unsrer Kleider in erster Linie benutzen, nämlich Hüfte und Schulter (Fig. 206). Die Hüfte käme vielleicht für weibliche Patienten in Betracht, für unsre männlichen Patienten ist wohl die Schulter vorzuziehen, welche ja auch recht eigentlich das Haupttraggestell des menschlichen Körpers ist. Es liegt daher nahe, auch den gelähmten Fuß an der Schulter aufzuhängen. Wenn diese Methode bisher nur selten geübt wurde, so liegt es an den eigentümlichen Schwierigkeiten, welche sich der Verwirklichung dieses Gedankens entgegenstellen. In dem Augenblick nämlich, wo wir mit dem obern Ende unsrer Zugleine

über das Knie und gar über das Hüftgelenk emporsteigen, verwandelt sich unsre bisher eingelenkige Zugbahn in eine mehrgelenkige.

Die erste einer mehrgelenkigen Zugvorrichtung anhaftende Schwierigkeit ist diese, daß der Zug auf jedes der von ihr überspannten Gelenke einwirkt und daß jedes derselben, indem es dem Zug nachgibt, ihn gewissermaßen aufbrauchen und unwirksam machen kann. Man denke an unsre frühern Betrachtungen über die verfügbare Verkürzungsstrecke eines Muskels und ihre Aufzehrung an den verschiedenen Gelenken, über welche der Muskel hinwegzieht (§ 37, S. 167, § 54, S. 239). In unserem jetzigen Fall soll die von der Schulter zum Fuß gespannte Zugbahn das Fußgelenk dorsalwärts beugen. Aber auch eine Beugung der Hüfte oder eine Streckung des Knies tut dem Zugantrieb Genüge, d. h. entspannt die Zugbahn, so daß für die beabsichtigte Beugung des Fußgelenks nur mehr eine verminderte oder gar keine Zugkraft übrig bleibt. Die zweite Schwierigkeit ist diese, die Zugbahn auf ihrem langen Weg, insbesondere am Knie, gehörig zu befestigen, so daß sie einerseits nicht abrutschen kann, andrerseits nicht scheuert.

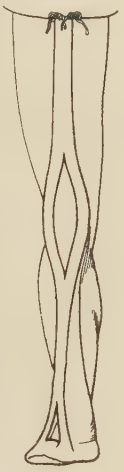


Fig. 207. Parés Spitzfußbandage.

Die Gefahr des Scheuerns entsteht nicht nur dadurch, daß die Glieder, denen unsre Zugbahn aufliegt, sich unter ihr beim Gehen bewegen und verschieben, sondern auch dadurch, daß der Zug der beiden Gurthälften, von denen die eine vorn über die Brust, die andre hinten über den Rücken verläuft, während der einzelnen Phasen des Gangs verschieden stark ist, so daß bald das eine, bald das andere Ende kräftiger zieht und dadurch den Apparat verzieht. Alle diese Schwierigkeiten lassen sich überwinden, aber nur, wenn man jeder einzelnen scharf ins Auge sieht und durch geeignete Vorkehrungen begegnet. Wie das geschehen kann, wird nachher bei Besprechung unsres Apparates mit dem Schultertraggurt Modell PT erhellen. Ganz einfach kann ein solcher Apparat natürlich nicht sein.

Daher habe ich auch zu den in der Literatur angegebenen verhältnismäßig primitiven Apparaten dieser Art kein rechtes Zutrauen. Hierher gehören die Apparate von Fleischhauer sowie die Bandage, welche eine Rostocker Firma, deren Namen ich nicht ermitteln konnte, einem Kranken gefertigt hatte, der mir gelegentlich vorgeführt wurde und dabei über die Unbequemlichkeiten seiner Bandage klagte. Die genannten Apparate werden über der Schulter getragen. Über den Hüften sitzt die schon vor einer Reihe von Jahren von Goldscheider sowie die neuerdings von Schmid empfohlene Bandage. Endlich hat lange vor uns allen der Altmeister der Chirurgie, Ambroise Paré, folgende Methode zum Anheben des hängenden Fußes angegeben (Fig. 207): ein breiter Leinwandstreifen geht vom Schuh aufwärts, hat am Knie einen Schlitz, durch welchen dieses durchtritt und so das Abgleiten verhindert, und wird oben an der Weste festgemacht, die den Zug auf die Schultern weiter leitet. Es ist dies ein im Verhältnis zu seiner Einfachheit jedenfalls recht zweckmäßiger Apparat und in seiner Weise vielleicht heute noch das Beste, was existiert,

außerdem wohl die erste Lähmungsprothese, die überhaupt konstruiert wurde.

b) Spannwerk. Wir waren bei unsern eingelenkigen Zugapparaten mit dem Übelstand nicht recht fertig geworden, daß die Manschette, welche wir um den Unterschenkel legten und zum Festmachen des obern Endes unsrer Zugbahn benutzten, nach abwärts gezogen wurde und dadurch erstens unangenehm drückte, und zweitens, um nicht abzurutschen, so fest geschnürt werden mußte, daß sie den Kreislauf beengte. Wir können nun diesen Übelstand völlig beseitigen, indem wir unsre Zugbahn zum Spannwerk ausbauen, d. h. die Mitte der Zugbahn durch eine starre Stütze vom Körper abspreizen und die Bahn dadurch in zwei Zugstrecken zerlegen, die im Winkel zueinander laufen und deren obere wir nun senkrecht statt wie bisher schräg auf den Unterschenkel zuführen. Dadurch wird die Tendenz zum Abrutschen aufgehoben und ein festes Umschnüren überflüssig gemacht; es genügt, wenn das Band den Unterschenkel lose umfaßt. Nach diesem Prinzip ist unser Spitzfußapparat mit Spannrahmen über dem Fußrücken Modell PSp konstruiert, der später genauer beschrieben werden wird (Fig. 227, § 122).

c) Wir gehen nunmehr zu den Gerüstwerken über und zwar zunächst zu den ganz korrekten Konstruktionen, wenn wir so sagen dürfen, d. h. zu jenen mit physiologischer Achse und echten Gelenken. Charakteristischer Hauptbestandteil der Konstruktion ist eine stählerne Schiene, welche quer durch oder über den Absatz des Schuhs gelegt und dann zu beiden Seiten des Fußes und Unterschenkels hochgeführt wird, wo sie höher oder tiefer aber meist dicht unter dem Knie in einem das Glied umgreifenden Ring endet; in der Höhe des Sprunggelenks ist beiderseits ein Scharniergelenk eingebaut. Die Einzelheiten der Konstruktion dieses klassischen Schienenschuhs, wie ich ihn nennen möchte, können höchst verschieden gestaltet sein: die Schienen können zu Hülsen, welche das Glied mehr oder weniger vollkommen einschließen, verbreitert sein. Der tiefste querverlaufende Teil kann zu einer Sohle ausgezogen werden, welche dann mit dem Schuh nicht mehr fest verbunden, sondern nur in ihn eingelegt wird. Statt an beiden Seiten des Unterschenkels kann die Schiene bloß an einer Seite hochgeführt werden. Statt eines Ringes um den Unterschenkel können mehrere in verschiedner Höhe angebracht werden.

1. Um nun auf dieser Grundlage das Hängen der Fußspitze zu beseitigen, ist der einfachste Weg der, daß wir in den Scharniergelenken des Apparates eine Sperrvorrichtung anbringen, welche in Tätigkeit tritt, so wie das Sprunggelenk den kritischen Fußwinkel von −91° (vgl. oben § 117a) erreicht hat und verhindert, daß dieser Winkel überschritten wird (Fig. 208). Diese Konstruktion wird von der hiesigen Firma Streisguth, aber auch anderwärts vielfach angefertigt (Stracker). Wer sie zuerst angegeben hat, weiß ich nicht. Den Schienenschuh mit Gelenk und Arretierung gegen Klumpfuß finden wir schon bei Fabricius Hildanus (siehe die Figur bei Joachimsthal-Heusner I, S. 219).

2. Wir haben früher die Nachteile einer solchen unelastischen Arretierung erörtert. Um sie zu vermeiden, werden federnde Anordnungen verwendet. Und zwar kann man es entweder so einrichten, daß der elastische Zug zwischen den beiden gelenkig verbundenen Teilen des Apparates wirkt, diese gegeneinander im Sinn der Dorsalflexion bewegend oder daß der Zug von einer geeigneten Stelle des Apparates, etwa von dem Ring unter dem Knie, direkt auf den Fuß oder vielmehr auf den diesen umschließenden Schuh oder auch eine innerhalb des Schuhs getragene Einlegesohle oder Gamasche wirkt. In letzterem Fall haben wir ein Gerüstwerk mit angehängter Zugbahn vor uns, während wir von einer eingebauten Zugbahn sprechen, wenn der Zug zwischen den beiden Teilen des Apparates wirkt.

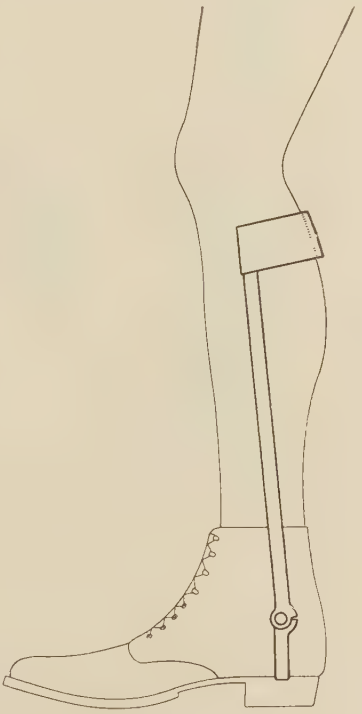


Fig. 208. Spitzfuß-Schienenschuh mit Sperrvorrichtung.

Dieser Gedanke, die elastische Kraft die beiden Hälften der Schienen gegeneinander bewegen zu lassen, ist der nächstliegende und wurde daher zuerst verwirklicht. Bei der Prothese des Pariser Bandagisten Delacroix, welche Gerdy 1837 mitteilte, sitzt eine zweckmäßig gebogene Biege-Stabfeder auf dem oberen Abschnitt der Schiene fest und zieht an einem Kettchen, das sich von einer Rolle abwickelt, welche über dem Schienengelenk angebracht und mit dem unteren Schienenabschnitt fest verbunden ist und indem sie sich dreht, diesen mitnimmt (Fig. 209). Bei den Apparaten von Hudson (Katalog Tiemann) und von Stillmann (Figur bei Schanz) sind es einfache Gummizüge, welche an der Rolle angreifen und sich verkürzend diese drehen.

An Stelle der Rolle genügt auch ein einfacher Hebel. Busch (Fig. 210) läßt eine Zug-Schraubenfeder, Reeves einen Gummizug auf einen aus dem unteren Schienenabschnitt herausragenden Hebel wirken. Von neueren Autoren ist Stracker zu nennen, der sowohl den oberen wie den unteren Teil der Schiene mit einem Hebel versieht und zwischen beiden eine Druck-Schraubenfeder wirken läßt (Fig. 211). Bei passender Anbringung von Biegefedern kann man sowohl Rolle wie Hebel entbehren. Goldschmidt hat den Delacroixschen Apparat in diesem Sinne vereinfacht (Fig. 212).

Krukenberg (Figur bei Gocht 1917) bringt eine richtige Drill-Spiralfeder, wie wir sie aus der Uhrentechnik kennen, über dem Apparatengelenk an und läßt sie die beiden Schienenhälften gegeneinander drehen. Dieselbe Feder finden wir bei Biesalskis erster Konstruktion, welche von Gaugele höchlichst gelobt wird (Fig. 213). (In einer zweiten

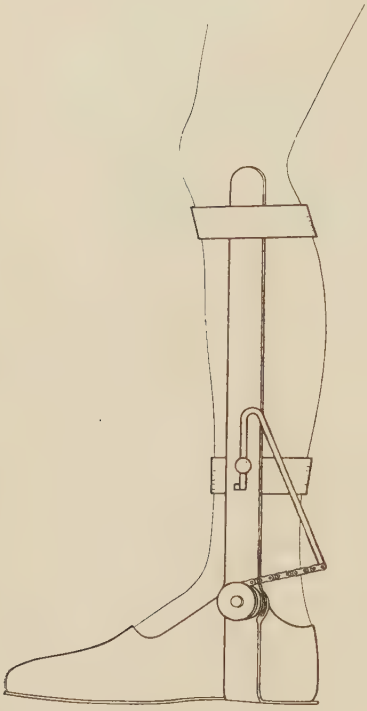


Fig. 209. Delacroix' Spitzfuß-Schienenschuh. Neuzeichnung nach Gerdys Abbildung.

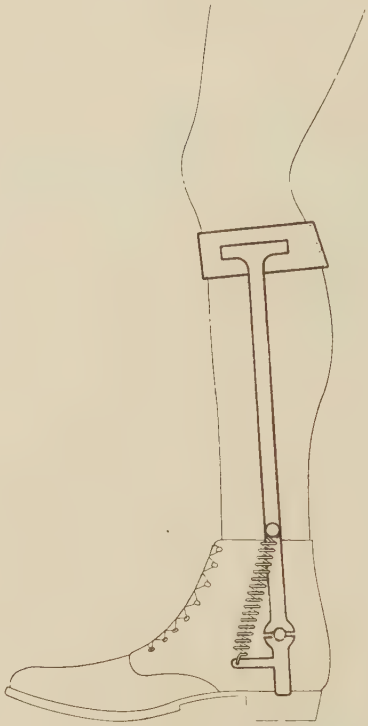


Fig. 210. Buschs Spitzfuß-Schienenschuh. Neuzeichnung nach Eschbaums Katalog.

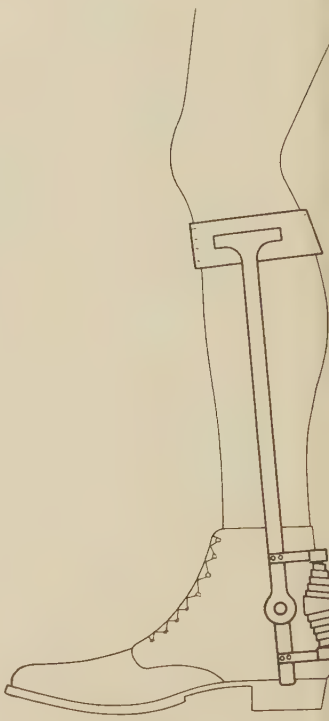


Fig. 211. Strackers Spitzfuß Schienenschuh. Neuzeichnung

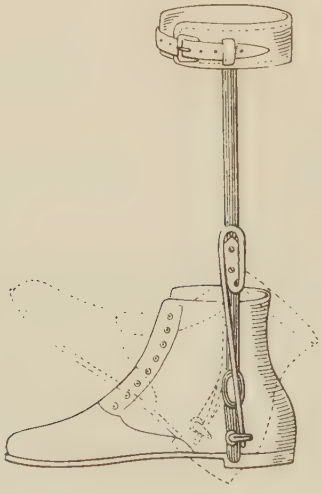


Fig. 212.
Goldschmidts Spitzfuß-Schienenschuh.

Fig. 213.
Biesalskis Spitzfuß-Schienenschuh.

Konstruktion verwendet Biesalski eine etwas umständliche Druck-Schraubenfeder-Anordnung).

Statt die elastische Kraft zwischen den beiden Hälften der Schienen wirken zu lassen, kann man, wie schon gesagt, vom oberen Ende der Schienen oder dem sie an diesem Ende verbindenden und die Wade umschließenden Ring eine Zugbahn direkt nach dem vorderen Teil des Schuhs oder nach einer in den Schuh eingelegten Gamasche oder Metallsohle führen; die Metallsohle kann dabei mit der andern Schienenhälfte fest verbunden werden. Nach diesem Prinzip hat bereits Duchenne (1872, S. 1059) bei seinen späteren Apparaten gearbeitet: am Wadenring nehmen die verschiedenen „künstlichen Muskeln" ihren Ursprung, an der Fußgamasche finden ihre Sehnen ihre „Ansatzpunkte" (Fig. 214). Andre Konstrukteure haben ohne Rücksicht auf die anatomischen Ansatzpunkte der gelähmten Muskeln einfach einen oder zwei elastische Züge vom Wadenring nach dem vorderen Teil des Schuhs geführt. So Volkmann (gemäß Katalog Windler und andern Katalogen). So Reynders (mitgeteilt von Sayre), ferner Kolbe, Heinecke, Sayre (Fig. 215), Stille (sämtlich im Handbuch von Schanz und bei Radike beschrieben), so die Hessing'schen Schienenhülsenapparate verschiedener Firmen. (Windler, Medizinisches Warenhaus.) Von neueren Autoren endlich sind Schede und Spitzy zu nennen. Spitzy benutzt als elastische Kraft Schraubenfedern, welche vermöge einer besonderen Anordnung statt auf Zug auf Druck beansprucht werden. Die älteren Apparate verwenden in der Regel Gummizüge.

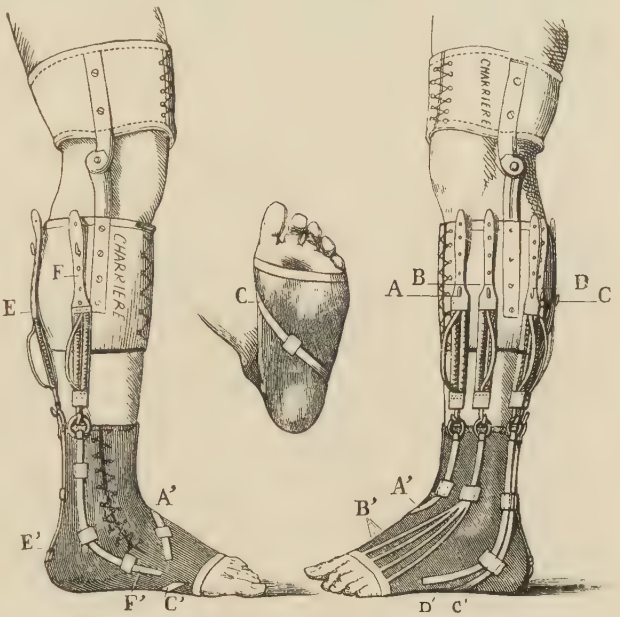


Fig. 214. Duchennes physiologische Lähmungsprothesen der Fußmuskeln.

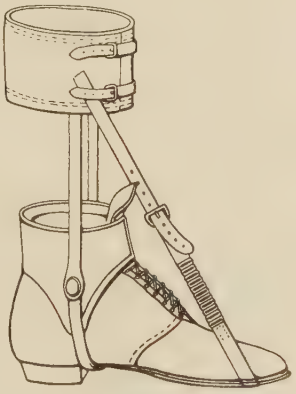


Fig. 215. Sayres Spitzfuß-Schienenschuh.

3. Gegen all diese Apparate ist meines Erachtens dies zu sagen, daß sie zwar durchaus korrekt und wirksam sind, aber für unsre Zwecke

unnötig kompliziert und schwer. Sie sind gewiß ganz am Platz in der pädiatrischen Praxis, aus der sie hervorgegangen sind. Dort handelt es sich darum Gliedern, die infolge von Kinderlähmung, angeborenen Deformationen, Tuberkulose allgemein erkrankt sind, daher außer an der Muskellähmung auch noch an Schwäche des Bandapparates und unvollkommener Entwicklung der Knochen und Gelenke leiden, Halt und Stütze zu bieten. Da mag solch kräftiges Gerüst zweckmäßig und notwendig sein. Bei unsern Kriegsgelähmten aber finden wir, soweit meine Erfahrung reicht, fast ausnahmslos normale kräftige Gelenke, welche auch nach Wegfall des Muskelzugs einen festen Halt beim Stehen und Gehen bieten. Insbesondere wird, wie mir scheint, die Gefahr des seitlichen Umknickens meist sehr überschätzt, dagegen vergessen, daß die seitlichen Schienen, indem sie jede Möglichkeit der Kantenstellung aufheben, das Auftreten auf geneigter Fläche dem Patienten zur Qual machen.

Nur in einem einzigen Fall klagte mir ein Patient lebhaft über Umknicken und Unsicherheit im Gelenk. Und dieser Fall lag insofern ganz besonders, als nach einer schweren Schußverletzung des Oberschenkels, welche den Nervus ischiadicus samt dem Femur durchschlagen hatte, der Knochen mit einer Verkürzung von 6 cm geheilt war. Diese Verkürzung war in einem früheren Lazarett durch eine Einlage im Schuh ausgeglichen worden,aber auf diesem hohen Kothurn stand der Patient mit seinem muskelschwachen Bein unsicher. Die Unsicherheit schwand, nachdem an dem Schuh eine Schienenvorrichtung der beschriebenen Art angebracht war.

Ob nicht eine einfachere Vorrichtung den gleichen Erfolg erzielt hätte, lasse ich dahingestellt. Immerhin mag in solchen vereinzelten Fällen der klassische Schienenschuh auch für unsre Patienten seine Berechtigung haben, außerdem auch in all den Fällen, wo der Beruf vieles Gehen auf unebenem Boden nötig macht (vgl. oben § 117d). In der übergroßen Mehrzahl der Fälle aber scheint es mir unnötig und unzweckmäßig, dies schwere Geschütz aus dem Arsenal der Friedensorthopädie aufzufahren.

Aus dieser Erkenntnis heraus haben neuere Autoren nach einfacheren Konstruktionen Ausschau gehalten, und dies hat hier wie beim Handgelenk dazu geführt, statt des anatomisch und mechanisch korrekten Gelenks unechte und unphysiologisch liegende Gelenke zu verwenden, wie wir das bei den nunmehr zu beschreibenden Apparaten sehen werden.

Ehe wir zu denselben übergehen, muß ich freilich noch erwähnen, daß neuerdings von Frensdorf ein diametral entgegengesetzter Standpunkt vertreten worden ist. Ihm genügt noch nicht einmal der übliche Schienenschuh, vielmehr verlangt er für den Peroneusgelähmten einen Schienenhülsenapparat, der über das Knie hinaufgeht und den Oberschenkel mit umfaßt, wofür er ein Modell von Baisch in Baden-Baden empfiehlt. Als Begründung dieses erstaunlichen Vorschlags gibt er an, daß die Peroneusgelähmten mit im Hüftgelenk nach außen rotiertem Bein gehen, den inneren Fußrand stärker belasten, die Beine in X-Stellung halten, das Knie überstrecken und im Knie ein Schlottergelenk bekommen. Die Außenrotation

habe auch ich oft beobachtet; sie ist, wie wir oben sahen (§ 116), eines der Mittel, die der Patient anwendet, um das Schleifen der Fußspitze zu verhindern, sie verschwindet, sobald ein geeigneter Apparat dies Mittel entbehrlich macht, wenn auch nicht sofort, so doch, sobald der Patient sich mit dem Apparat eingelebt hat. Die übrigen Symptome habe ich noch nie beobachtet, kann mir auch nicht vorstellen, wie sie zustande kommen sollen, da man theoretisch doch höchstens umgekehrt eine Mehrbelastung des äußeren Fußrandes, der ja häufig tiefer gehalten wird als der innere, erwarten sollte.

d) Gerüstwerke mit unphysiologischen Achsen und unechten Gelenken. Der Hauptbestandteil der hierher gehörigen Apparate ist eine kräftige Feder, welche auf Biegung beansprucht wird und indem sie sich biegt, gleichzeitig als Gelenk des Apparates dient. Nieny (Fig. 216) macht die Feder vorn am Unterschenkel fest und läßt das der Krümmung des Fußrückens entsprechend gebogene freie Ende in den Schuh einschnüren, wo es nach oben federnd die Fußspitze anhebt. Eine besondere Verschiebungskorrektur hat er nicht vorgesehen. Diesen Übelstand hat Batsch richtig erkannt und ihm durch Einbau einer Gleitfläche (Schleifbahn) in den Schuh zu begegnen gesucht.

Zweckmäßiger aber ist es offenbar, den ganzen Apparat umzukehren: statt den Unterschenkel zum tragenden Teil zu machen, von dem aus auf den Fuß gewirkt wird — was ja allerdings der physiologischen Anordnung der gelähmten und zu ersetzenden Muskulatur entspricht — vielmehr die Feder am Fuß unbeweglich festzumachen, wobei uns der Schuh den größten Teil der Befestigungsvorrichtung erspart, und von dort aus den Unterschenkel anzugreifen und dabei gleichzeitig die Feder von der Vorderseite nach der Hinterseite der Extremität zu verlegen. Die Feder wird dann nach vorn konkav gebogen; beim Anziehen des Schuhs muß sie sich strecken, strebt aber in die alte Krümmung zurück. Infolgedessen drückt das obere Ende gegen die Wade, das untere gegen die Ferse. Letztere gibt nach, der Fuß dreht sich im Sprunggelenk und die Fußspitze wird gehoben.

Nach diesem Prinzip arbeitet der sehr einfache Schienenschuh, welchen F. Lange und Vulpius empfehlen: ein federndes Stahlband (Blattfeder) ist im Absatz festgemacht und dann hinten außen am Schuh hochgeführt; es endet in einem Querbügel, welcher den hinteren oberen Rand des Schuhs umgreift (Fig. 217). Payr empfiehlt einen Schuh, bei welchem das Stahlband hinten innen herabläuft.

Bei einem Patienten sah ich einen von dem Berliner Bandagisten Dähne gefertigten Schnürschuh mit bis zum oberen Ende der Wade reichendem Schaft, in welchen hinten in ganzer Höhe zwei senkrecht laufende Stahlbänder eingenäht waren.

Ritschl verwendet statt der Blattfeder zwei nebeneinandergestellte Stabfedern aus rundem Stahldraht, welche oben eine Pelotte tragen, die sich oberhalb des Schuhs von hinten gegen den Unterschenkel legt.

Kübel teilt neuerdings eine von ihm und der Firma Teufel-Stutt-

gart ausgearbeitete Konstruktion mit, bei der das Stahlband unten nicht am Schuh selbst, sondern am hinteren Ende einer in den Schuh eingelegten Plattfußeinlage festgemacht wird. Nach oben ist es bis unter das Knie geführt, wo es mit einem gepolsterten Ring die Wade umfaßt (Fig. 218). Genau die gleiche Konstruktion wurde mir schon vor drei Jahren von der hiesigen Firma WALB u. HEERLEIN vorgeführt.

Die Firma H. WINDLER befestigt ihre beiden federnden Drähte vorn seitlich an der Schuhsohle, führt sie außen neben dem Schuh nach hinten und dann nach der die Wade anpackenden Pelotte, nachdem sie zuvor noch in der Gegend des Sprunggelenks in eine Spiralwindung gelegt worden sind (Fig. 219). Ganz ähnlich ist die jüngst von MACHOL angegebene Kon-

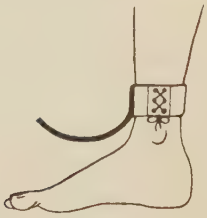


Fig. 216. NIENYS Stütze für Peroneuslähmung.

Fig. 217. LANGES Schienenschuh.

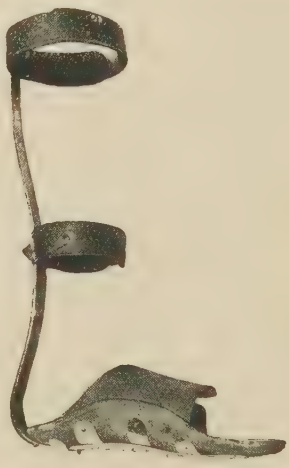


Fig. 218. KÜBELS Stützapparat bei Peroneuslähmung.

Fig. 219. WINDLERsche Spitzfußschiene.

struktion. Seitlich am Schluß bringt auch HILDEBRAND seine Federn an, welche er als über die Kante sich biegende Serpentinen bildet, wie das SCHANZ (Fig. 1181 seines Buches) schon früher ähnlich getan hatte (Fig. 220).

Alle diese Apparate sind verhältnismäßig einfach und zum Teil gewiß auch genügend wirksam, lassen aber wohl alle, was Weichheit der Federung und Verschiebungskorrektur betrifft, einiges zu wünschen übrig.

Diese Mängel sind von SUCHANEK und MESTIZ neuerdings richtig erkannt worden. Sie haben daher erstens den federnden Stab durch Zerlegung in eine Mehrzahl von übereinander gelegten Federblättern zum Blattfederwerk ausgebaut und dadurch die gewünschte Weichheit erzielt, ohne die Festigkeit zu vermindern, ein Kunstgriff, der ja auch der Konstruktion unsrer gewöhnlichen Fuhrwerksfederung zugrunde liegt. Sie haben ferner eine Verschiebungskorrektur in Gestalt einer Schleifbahn am oberen Ende der Federung angebracht. Ich selbst habe bereits seit 3 Jahren ein Modell in Gebrauch, welches, wie mir scheint, in besonders rationeller und ein-

facher Weise abgeglichene Federung und leicht arbeitende Verschiebungskorrektur verbindet. Es ist das unser später (§ 161) genauer zu beschreibender Spitzfußapparat mit federnder Latte hinten, Modell PL .

e) Zum Schluß seien noch einige Apparate erwähnt, welche in konstruktiver Hinsicht eine Sonderstellung einnehmen. Der unlängst von Moskopf mitgeteilte steht zwischen den beiden Arten von Gerüstwerken, welche wir besprochen haben, in der Mitte, insofern er ein echtes Gelenk mit unphysiologischer Achse aufweist. Durch dies Gelenk ist die an sich starre hintere Latte beweglich gemacht, zwei auf Zug beanspruchte Schraubenfedern liefern die beugende Kraft. Der Wadenring kann auf dem oberen

Fig. 220. Hildebrands Stützapparat bei Peroneuslähmung.

Ende der Leiste auf und ab schleifen. Unphysiologische Achse bei echten Gelenken zeigt ferner die von Bähr empfohlene neue Söhlmannsche Peroneusschiene und die von v. Baeyer angegebene einfache Vorrichtung für Peroneuslähmung.

Nach dem Prinzip des Krahns arbeitet ein weiterer von Spitzy erdachter Apparat: In der Sohle des Schuhs werden Stangen befestigt und zu beiden Seiten und etwas vor dem Unterschenkel hochgeführt; an ihrem oberen Enden wird eine aus Gummiband gefertigte Schleuder eingehängt, welche die Wade umfaßt und die Stangenenden federnd nach hinten zieht, dadurch den Fuß im Fußgelenk dorsalflektierend. Der Apparat wurde modifiziert von Welty, nach welcher Quelle ich Spitzy referiert habe.

Eine ganz eigentümliche Mechanik weist endlich die von Nussbaum erdachte Anordnung auf. Eine Druck-Schraubenfeder, die hinten längst der Wade herabläuft, drückt gegen ein vom Absatz aufsteigendes Widerlager. Die Schraubenfeder steckt in einem Rohr, dessen unteres Ende mit dem oberen Schuhrand verbunden ist, so daß der Schuh als Gelenk des Apparates dient.

Unsre neuen Modelle.

§ 120. Spitzfußapparat mit Schultertraggurt Modell PT.

(Fig. 221 und Werkstattzeichnungen Fig. 222, 223.)

a) Das Prinzip des Apparates ist, die hängende Fußspitze mittels eines über die Schulter der andern Seite geführten Gurts hochzuhalten. Wir

Fig. 221. Spitzfußapparat mit Schultertraggurt Modell PT.

hatten oben bereits die Schwierigkeiten besprochen, welche einer solchen Aufhängung entgegenstehen: erstens die beim Gehen stattfindende fortwährende Änderung des Abstands zwischen beiden Endpunkten der Zugbahn und die dadurch bedingte Gefahr, daß die verfügbare Zugstrecke durch die Bewegungen in Hüfte und Knie aufgebraucht wird. Wir begegnen dieser Gefahr dadurch, daß wir die längs des Unterschenkels angebrachten Zugfedern sehr weich machen, so daß sie eine sehr lange nutz-

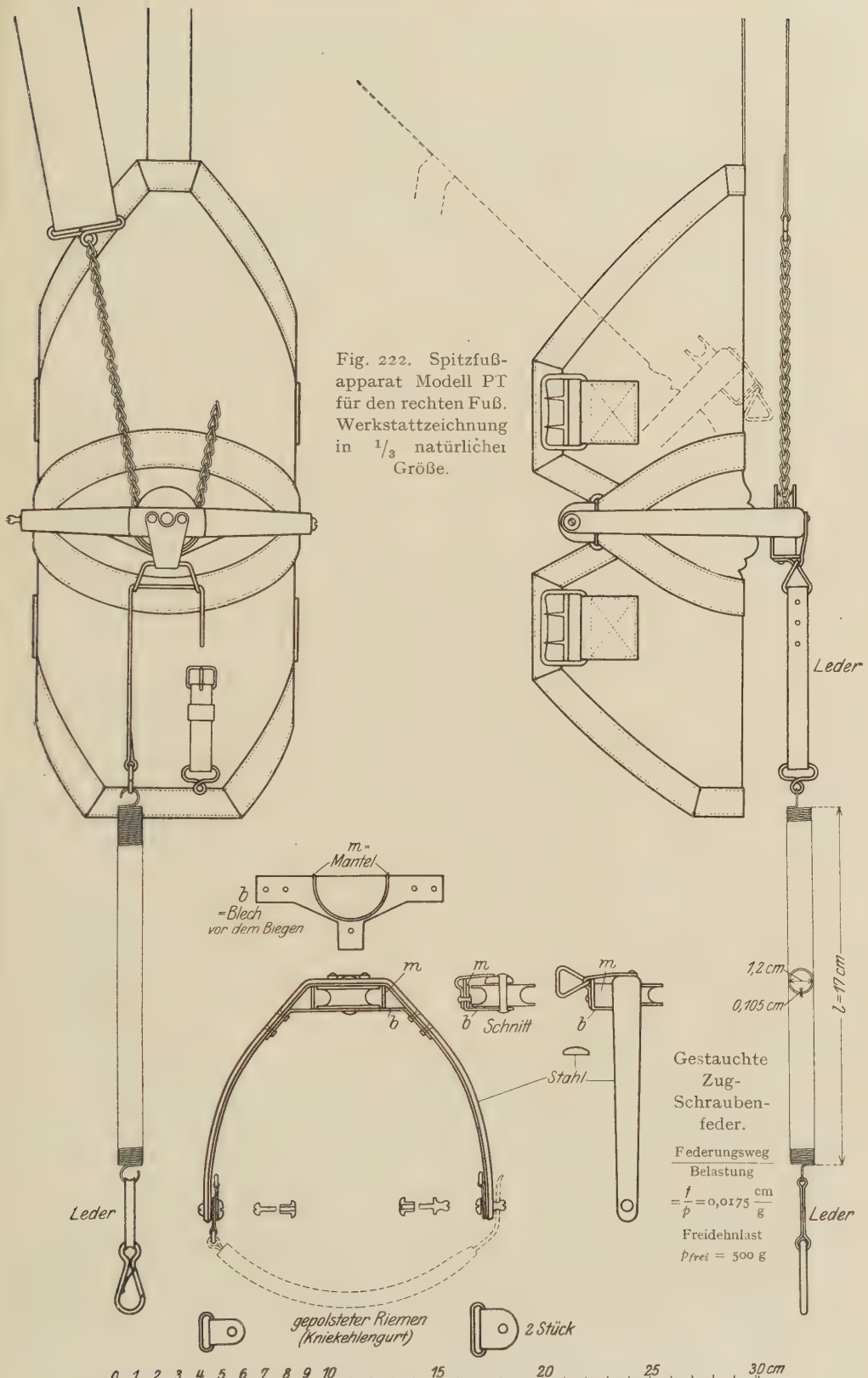


Fig. 222. Spitzfuß-apparat Modell PT für den rechten Fuß. Werkstattzeichnung in $^1/_3$ natürlicher Größe.

bare Federungsstrecke von annähernd gleicher Federkraft darbieten und der am Fuß ausgeübte Zug annähernd derselbe bleibt, auch wenn die Länge der Zugbahn beim Gehen stark wechselt.

Die zweite Schwierigkeit ist, die Zugbahn auf ihrem langen Weg von der Schulter bis zum Fuß so zu befestigen, daß sie bei den Gehbewegungen am Platz bleibt und dabei nicht scheuert. Besonders schwierig ist die Führung am Kniegelenk. Sie wird hier durch einen eigentümlich gebauten Kniebügel besorgt. Dieser umkreist das Knie von vorn und von beiden Seiten in Hufeisenform und ist mit seinen beiden Enden in eine dem Knie fest aufliegende Kniekappe mittels Scharniere eingelenkt. So kann er, um eine horizontale Achse sich drehend, mit seinem die Zugbahn festhaltenden Mittelstück vor dem Knie frei auf und nieder steigen, je nachdem wie die Verlängerung oder Verkürzung der Zugbahn während des Gehens es verlangt.

Die Zugbahn besteht zunächst aus einem Traggurt, der auf der Schulter der gesunden Seite liegt und von dort mit der einen Hälfte vor, mit der andern hinter dem Rumpf abwärts nach dem Knie der kranken Seite zieht. Da nun beim Gehen bald die über die Brust, bald die über den Rücken geführte Hälfte der Zugbahn sich stärker spannt, so würden, wenn die beiden Enden des Gurts einfach am Kniebügel festgemacht wären, ständige leichte Zerrungen die Folge sein. Um sie zu verhüten, sind die beiden Enden durch eine Kette verknüpft, welche über eine vorn in der Mitte des Bügels sitzende Rolle läuft. Dadurch wird je nach Bedürfnis dem einen Ende eine Strecke zugelegt, dem andern ebensoviel weggenommen und die Spannungen in beiden Gurthälften werden jederzeit ausgeglichen. Unterhalb des Knies wird der Traggurt durch zwei stählerne Zug-Schraubenfedern ersetzt, deren distale Enden am Schuh des Patienten festgemacht sind.

Der Apparat ist nicht ganz einfach, bewirkt aber eine wohl federnde Anhebung des Fußes und hat außerdem den ganz besonderen Vorteil, daß er, während andre Prothesen das kranke Glied beschweren, dieses umgekehrt leichter macht, indem er das Gewicht des Fußes samt seinem eigenen Gewicht auf die Schulter der gesunden Seite überträgt, ein Vorteil, der von Patienten, deren krankes Bein wie so oft allgemein geschwächt ist, angenehm empfunden wird, ebenso wie der andre Vorzug, daß der Apparat keine Auflagestellen am Unterschenkel besitzt und damit keinen Druck in diesen oft empfindlichen Gegenden ausübt. Ein weiterer Vorteil ist, daß die Kraft, mit der der Apparat die Fußspitze anhebt, sehr genau eingestellt und bei Bedarf in kürzester Zeit umgestellt werden kann.

Anfangs habe ich eine etwas einfachere Lösung, bei welcher die im Kniebügel eingelassene Rolle fehlte und die Enden des Traggurts unmittelbar am Bügel befestigt waren, benützt. Trotz kleiner Unbequemlichkeiten hat auch diese Lösung vielfach gute Dienste geleistet.

b) Einzelheiten des Apparates und Verpassung desselben. Der wichtigste Teil des Apparates sind die beiden Sprungfedern. Sie sind aus Stahldraht vom Durchmesser 0,105 cm gewickelt, je 17 cm lang bei 1,1 + 0,105 cm äußerem Windungsdurchmesser und so gestaucht, daß der Länge 19,5 cm eine Spannung von 600 g entspricht (vgl. später § 124c).

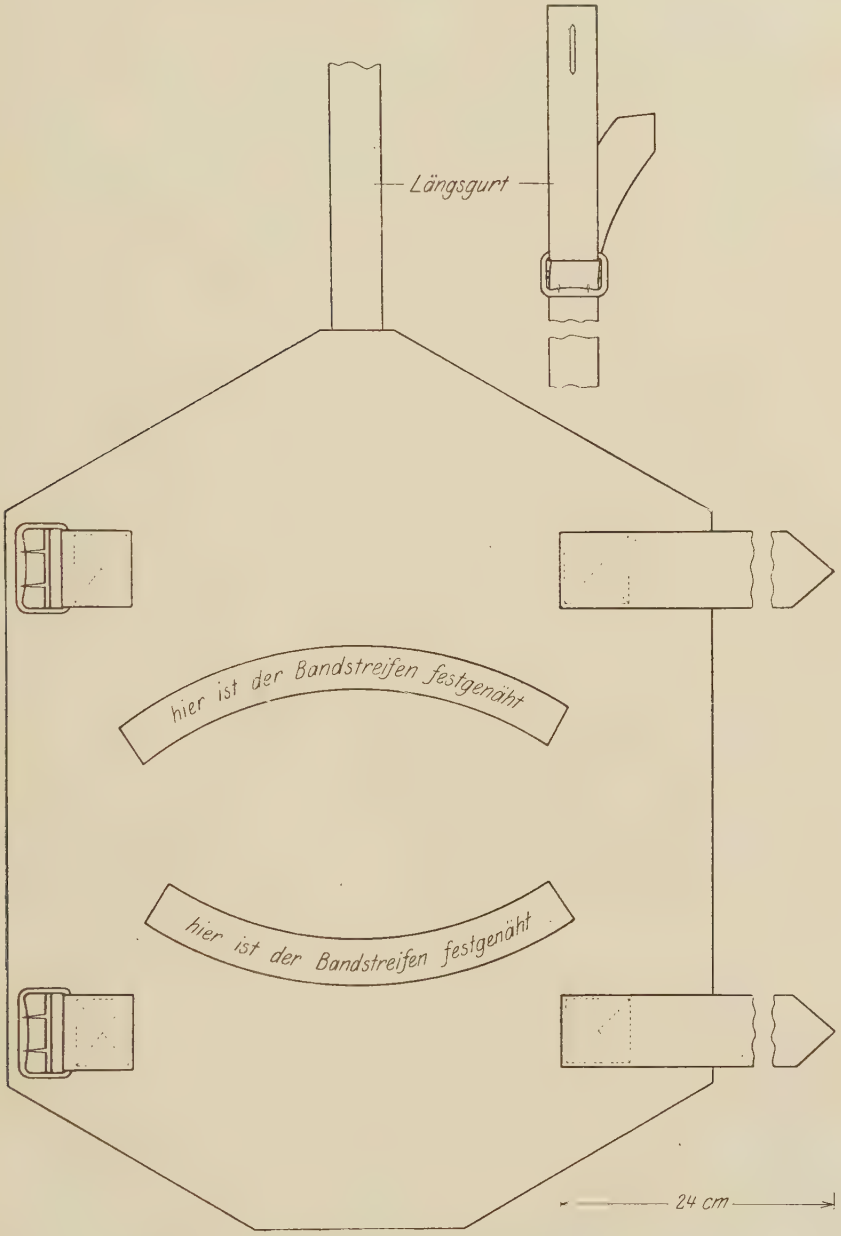


Fig. 223. Schnittmuster für den Knielatz zum Spitzfußapparat Modell PT für den rechten Fuß. $^1/_3$ natürlicher Größe.

Jede Feder ist mit ihrem oberen Ende an einem schmalen Lederriemen festgemacht; der Riemen der einen endet mit einer Schnalle, der der andern mit einer gelochten Strippe. Beide Riemen werden zusammengeschnallt und durch die am unteren Ende des Kniebügels hängende Doppelöse geleitet. Je nachdem welches Loch man beim Zusammenschnallen wählt, fällt die Strecke zwischem dem Kniebügel und den Federn kürzer oder länger aus, diese selbst sind mehr oder weniger gespannt. Durch Umschnallen kann in einem Augen-

blick die Spannung vermehrt oder vermindert und die die Fußspitze anhebende Kraft vergrößert oder verkleinert werden.

Am unteren Ende jeder Feder ist eine Lederstrippe befestigt, an der ein Karabinerhaken hängt. Mittels dieser Haken werden die Federn am Schuh festgemacht, und zwar entweder in den Lochungen eines eigens auf dem Oberleder aufgenähten kleinen Latzes oder aber an zwei in die Schnurlöcher des Schnürschuhs eingesetzten Ösen (Werkstattzeichnung Fig. 226). Diese eigens angefertigten Ösen haben einen mit Gewinde versehenen Stiel, welcher durch das Schnürloch des Schuhs hindurchgesteckt wird und in ein unter das Oberleder des Schuhs gelegtes mit Muttergewinde versehenes Plättchen eingeschraubt wird. Die Befestigungsstelle am Schuh wird so gewählt, daß der wirksame Hebel am oberen Sprunggelenk etwa 11 cm beträgt. Dies ist bei Männerschuhen von gegen 30 cm Gesamtlänge dann der Fall, wenn der Befestigungspunkt etwa 10 cm hinter der Spitze der Schuhkappe liegt. Dieser Punkt wieder entspricht bei Schnürschuhen gewöhnlich der Lage der vordersten Schnürlöcher, welche demgemäß zum Festmachen der erwähnten Ösen benutzt werden. Liegen, wie vielfach bei den militärischen Schnürschuhen, die vordersten Schnürlöcher weiter proximalwärts, so ist der kleine Latz anzubringen. Es empfiehlt sich, durch die Löcher des Latzes Ringe zu legen und erst an diesen die Karabinerhaken einzuhängen. Da der Schwerpunkt des Fußes etwas nach außen (lateral) von der üblichen Schnürlinie unsrer Schuhe liegt, so lasse ich auch den Latz etwas nach außen von dieser annähen oder hänge gelegentlich, wenn ich die Ösen benutze, beide Karabinerhaken in dieselbe laterale Öse.

Auch bei Benutzung der vordersten Schnürlöcher wird der Apparat beim Stehen und Gehen noch von der überfallenden Hose verdeckt. Freilich haben Knie und Unterschenkel eine etwas anormale plumpe Form angenommen. Beim Sitzen werden die Karabinerhaken nebst Lederschnur sichtbar. Man kann natürlich die Befestigungsstelle der Federn am Schuh näher dem Sprunggelenk wählen und sie dadurch weniger sichtbar machen; nur müssen dann die Federn etwas anders dimensioniert werden. Der Nachteil einer solchen Verkürzung des wirksamen Hebels besteht darin, daß ein stärkerer Zug im Apparat und ein größerer Druck auf der Schulter erforderlich wird, um die Fußspitze anzuheben.

Der Traggurt wird über die Schulter der gesunden Seite gelegt, seine beiden Enden sind am Kniebügel durch die um die Rolle des Bügels laufende Kette verbunden. In Brusthöhe ist in dem ventral und medial geführten Schenkel des Traggurts eine Schnalle zwecks Regulierung seiner Länge eingeschaltet. An dem dorsal und lateral verlaufenden Schenkel ist ein Quergurt festgemacht, der etwa in Hüfthöhe wagerecht nach vorn und medialwärts geführt und mit seinem Ende an einem Hosenträgerknopf eingeknöpft oder sonstwie am oberen Rand der Hose oder Unterhose festgemacht wird. Dieser Quergurt hat den Zweck, zu verhindern, daß die laterale Gurthälfte nach außen und hinten rutscht, wozu sie Neigung hat, da jede an einem Gurt über die Schulter gehängte Last sich so zu verschieben strebt, daß sie wie an einer Schärpe genau seitlich herabhängt. Eine in den Quergurt eingeschaltete Schnalle gestattet den seitlichen Zug nach Bedarf zu regulieren. Der Traggurt kann an der Stelle, wo er auf der Schulter aufliegt, mit einem Filzkissen unterpolstert werden; dadurch wird der Druck, welchen besonders sensible Patienten manchmal unangenehm empfinden, vermindert. Als Kette ist eine von jenen zu wählen, deren Glieder sich nicht ineinander fangen und verwirren können. Ich habe eine sogenannte Panzerkette zweckmäßig gefunden.

Der Kniebügel ist aus Bandstahl zurechtgebogen. Das Mittelstück ist durch ein Metallblech verstärkt. Zwischen beiden Metallwänden ist die Rolle eingelassen. In die Rolle ist eine Rille eingedreht, deren Profil dem Querschnitt der Kette angepaßt ist. Ein die untere Hälfte der Rolle in geringem Abstand umziehender Mantel in Gestalt einer kurzen Rinne verhindert, daß die Kette sich von der Rolle entfernt. Wenn Kette, Rinne und Rolle richtig aufeinander abgepaßt sind, so läuft die Kette immer klar und bleibt niemals hängen. Durch die beiden Enden des Kniebügels sind Stifte hindurch gesetzt, um welche Blechplättchen sich bewegen, die längliche Öhre halten, in denen die Bandstreifen des Knielatzes festgemacht sind.

Der Knielatz besteht aus einem Stück Zeug (Drell), welches das Knie nebst den anschließenden Teilen des Ober- und Unterschenkels von vorn und von den Seiten bedeckt. Der die eigentliche Erhebung des Knies bedeckende Teil, die Kniekappe, ist durch zwei in leichtem Bogen quer herübergeführte und festgenähte Bandstreifen zu einem Buckel emporgewölbt. Bei stärkerer Beugung des Gelenks liegt diese Kappe glatt über dem Knie an, bei Streckung legt sie sich in quere Falten. Durch drei Quergurte, einen oberhalb, einen unter-

halb des Knies, und einen, der quer durch die Kniekehle hindurchzieht, wird der Latz am Bein festgemacht. Der Kniekehlengurt ist als rundlicher weicher Lederstrang ähnlich den Schenkelgurten der Bruchbänder gestaltet. Er geht aus von einer um den inneren Bügelstift drehbaren Öse und wird mit dem freien Ende über den als Bruchbandknopf gestalteten äußeren Bügelstift eingehängt. Damit der obere Teil des Knielatzes nicht herunterfällt, wird er durch einen Längsgurt hochgehalten, der mit seinem oberen Ende an einem Knopf des Hosen- oder Unterhosenbundes eingeknöpft wird. Eine im Verlauf des Gurtes eingeschaltete Schnalle gestattet die Länge nach Bedarf zu justieren. Wenn der Patient absitzt, erschlafft der Traggurt und die Sprungfedern ziehen den Kniebügel nach unten, bis er gegen die Schienbeinkante gegenschlägt. Damit der Patient diesen Schlag nicht unangenehm empfindet, ist auf dem Knielatz an der betreffenden Stelle ein Filzpolster aufgenäht (auf den Werkstattzeichnungen weggelassen).

Das Verpassen der Bandage muß mit Sorgfalt geschehen. Der in Grundstellung stehende Patient, mit Hemd und Unterhose bekleidet, hat den Apparat lose umgehängt und die Länge des Schulter-Traggurtes sowie die Länge des Knielatz-Längsgurtes so abgepaßt, daß die Kniekappe vor die Kniescheibe zu liegen kommt. Dann werden die drei Quergurte der Kappe umgelegt und lose zugeschnürt. Schon vorher ist der dem lateralen Schenkel des Traggurtes angehängte wagerechte Quergurt an der Unterhose befestigt und nach Bedarf angezogen worden. Das auf dem äußeren Traggurt festsitzende Ende desselben haben wir zunächst nur mit einer Sicherheitsnadel angeheftet, damit es entsprechend der jeweiligen Höhe des zu benutzenden Hosenknopfes bequem höher oder tiefer gesetzt werden kann. Nun werden die Karabinerhaken in die Öhre am Schuh eingehängt und die Schnallen der die Federn verbindenden Riemenbahn so weit angezogen, daß die Federn auf etwa $19^1/_2$ cm Länge sich ausziehen.

Sodann macht der Patient Gehversuche und man stellt fest, ob die Fußspitze eben genügend gehoben wird, wobei man mit der schwächstmöglichen Federspannung auszukommen sucht. Der Apparat muß einige Male nachjustiert werden, da viele Patienten anfangs dem Apparat entgegenarbeiten und deshalb stärkere Federspannung brauchen und erst allmählich sich gewöhnen, die Wadenmuskeln beim Vorschwingen des Beines völlig zu erschlaffen. Beim Gehen soll der Kniebügel immer annähernd horizontal stehen. Die richtig verpaßte Kniekappe reibt und geniert beim Gehen nicht und liegt trotzdem völlig fest, und zwar ohne daß irgendeiner der vier Haltegurte des Knielatzes fest angezogen wird.

Der Patient soll Sorge tragen, daß die Federn nicht gezerrt und vor Rost geschützt werden. Dann halten sie sich, wie ein seit über zwei Jahren täglich getragener Apparat mir beweist, völlig unverändert, während die Zeugteile natürlich sich allmählich abtragen und erneuert werden müssen.

§ 121. Spitzfußapparat mit federnder Latte hinten Modell PL.
(Fig. 224 und Werkstattzeichnung Fig. 225.)

a) Das Prinzip des Apparates ist, durch eine hinten am Unterschenkel und Fuß herablaufende federnde Latte diese beiden Glieder im Sinne der Dorsalflexion gegeneinanderzudrehen. Die Latte sucht sich in eine nach vorn konkave Krümmung zu biegen; ihr oberes Ende drückt dabei gegen die Wade, ihr unteres gegen die Ferse, der mittlere Teil wird durch seine Befestigung am oberen Schuhrand verhindert nach hinten auszuweichen. Dabei wird der Zug dieses mittleren Teils durch den Schuh auf den Fußrücken übertragen, der daher den mittleren Angriffspunkt des Apparates darstellt.

Als federnde Latte und zugleich als Gelenk des Apparates dient ein Blattfederwerk, bestehend aus einer Anzahl (meist vier bis sieben) übereinanderliegender Stahlblechstreifen. An ihrem oberen Ende sind sie untereinander und mit einem queren Bügel, der den Unterschenkel umgreift, verbunden. In den beiden Enden des Bügels ist eine Schleuder (schwingende Schelle) gelenkig eingefügt, welche sich gegen den Unterschenkel

anlegt. Am oberen Schuhrand ist über der hinteren Naht eine Schlaufe angenäht, durch welche die federnde Latte durchgesteckt wird. Ihr unteres eingekerbtes Ende findet Halt gegen Verschiebung an dem Kopf einer in den Absatz eingedrehten Holzschraube (Werkstattzeichnung Fig. 226). Der Apparat kann leicht vom Schuh getrennt und in einen andern mit Schlaufe und Schraube versehenen Schuh übergesetzt werden.

Die Auflösung des federnden Stabes in eine größere Zahl einzelner Blattfedern ermöglicht es jede einzelne so dünn zu machen, daß sie starke Durchbiegung ohne dauernde Verbiegung erträgt. So erhalten wir nach dem Prinzip der späten Federstrecke eine weiche und doch genügend kräftige Federung. Die bewegliche Einlenkung der Schleuder in den Bügel bewirkt eine ausreichende Verschiebungskorrektur. Der Apparat ist einfach, leicht und unauffällig.

b) Im einzelnen ist zu bemerken: Die Schleuder soll in ihren Gelenken leicht beweglich sein und hinten gerade so weit von dem Bügel abbleiben, daß sie beim Gehen nicht an ihm reibt. Wenn der Patient mit angelegtem Apparat Grundstellung einnimmt, soll die Schleuder so liegen, daß sie von der Bügelebene halbiert wird, der Bügel also die Schleuder in ihrer Mitte umgreift.

Der Apparat muß vor dem Anziehen des Schuhs in diesen eingesetzt sein. Beim Einsetzen wird die Kerbe der längsten Blattfeder über den Hals der in den Absatz eingedrehten Holzschraube geschoben. Dieser Hals ist etwas flach gefeilt und daher im Querschnitt nicht rund, sondern länglich. Die Kerbe ist in ihrem tiefsten Teil rund, der Eingang zu dieser Rundung aber ist etwas verengt. Dieser verengte Teil kann nur dann über den Hals der Holzschraube geschoben werden, wenn diese so gedreht ist, daß sie der Kerbe die schmale Seite des Querschnitts zuwendet. Ist aber die Tiefe der Kerbe erreicht, so kann man die Schraube mit dem Schraubenzieher um einen rechten Winkel drehen und die lange Seite des Querschnitts vor den Eingang legen. Dadurch wird ein Zurückziehen der Feder unmöglich gemacht und der Apparat fest mit dem Schuh verbunden. Eine abermalige Drehung der Schraube um einen rechten Winkel löst den Verschluß und erlaubt den Apparat wieder zu entfernen.

Sollte der Apparat einen unangenehmen Druck des Schuhs an den Knöcheln bewirken, so genügt es zur Abhilfe den Schuh etwas weniger hoch zu schnüren, um die Spannung des Oberleders dort zu vermindern oder aufzuheben. Natürlich wird durch die Art der Schnürung auch die Kraft, mit welcher der Apparat den Fuß anhebt, etwas beeinflußt. Im übrigen ist diese Kraft proportional der Zahl der einzelnen Federn, welche in dem Blattfederwerk zusammengespannt sind. Ich pflege Apparate mit 4 bis 7 Federn vorrätig zu haben und gebe dem Patienten den schwächsten, der noch genügt, um die Fußspitze beim Gehen zu normaler Höhe anzuheben und den Patienten von dem Gefühl des hängenden Fußes zu befreien.

Die richtige Funktion des Apparates hängt ganz davon ab, daß das Blattfederwerk richtig gebogen ist und gebogen bleibt. Deshalb empfiehlt es sich, den Apparat, nachdem er einige Tage getragen ist, daraufhin zu prüfen, ob er seine Biegung unverändert beibehalten hat. Diese Prüfung geschieht in der Weise, daß man ihn an die Kante eines genau rechtwinkligen Kastens derart andrückt, daß die eine Hälfte des Bügels an der senkrechten Fläche gleichmäßig anliegt und das Federwerk auf der wagerechten Fläche hochkant aufruht. Auf letzterer Fläche hat man einen Bogen weißes Papier so gelegt, daß er genau mit der Kante des Kastens abschneidet, und zeichnet nun die Umrißlinie der Federn durch Umfahren mit dem Bleistift auf. Dies hat man ein erstes Mal mit dem noch ungetragenen Apparat getan und wiederholt es nun mit dem getragenen, indem man ihn in genau gleicher Weise auf die frühere Zeichnung auflegt und mit dieser zur Deckung zu bringen sucht. Eine nach dem erstmaligen Tragen festzustellende geringe Verbiegung ist unter Umständen zulässig und ohne Belang (vgl. unten § 125).

Die vom Schuster anzunähende Schlaufe soll so weit sein, daß der federnde Stab eben bequem hindurchgeschoben werden kann. Ihr unteres Ende soll etwa 11 cm, ihr oberes 13 cm über dem Absatz liegen. Die Schraube ist im Absatz hinten median und möglichst hoch einzudrehen (vgl. Werkstattzeichnung Fig. 226).

Fig. 224. Spitzfußapparat mit federnder Latte hinten Modell PL.

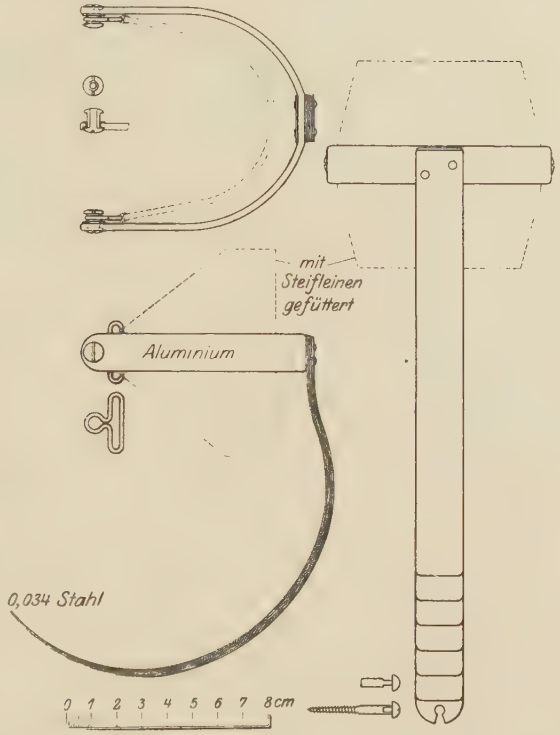


Fig. 225. Spitzfußapparat mit federnder Latte hinten Modell PL. Werkstattzeichnung in $^1/_3$ natürl. Größe.

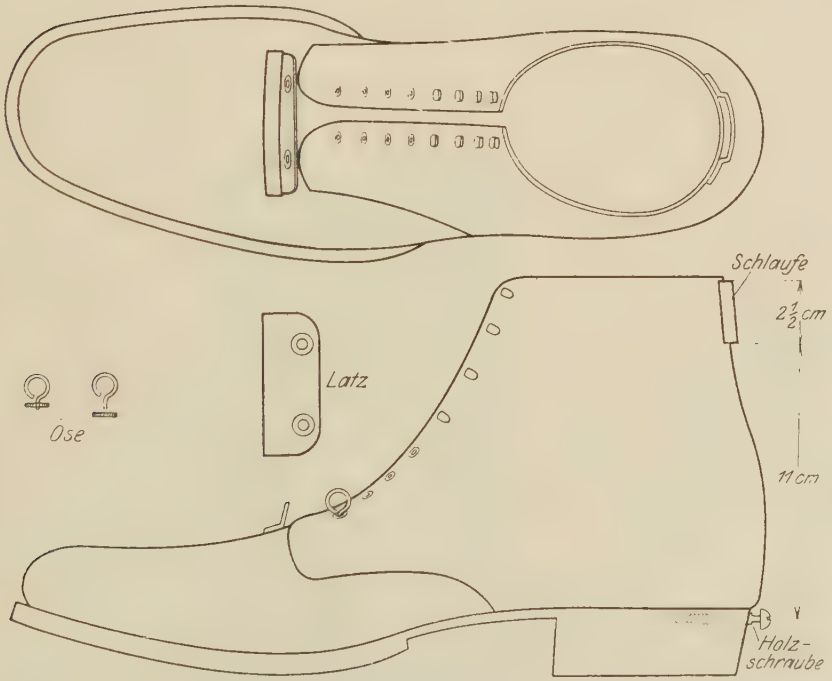


Fig. 226. Vorrichtungen am Schuh um unsre neuen Spitzfußapparate anzubringen.

§ 122. Spitzfußapparat mit Spannrahmen über dem Fußrücken Modell PSp. (Fig. 227, 229 und Werkstattzeichnung Fig. 228.)

a) Prinzip. Dieser Apparat stellt ein Spannwerk dar, d. h. eine Zugbahn, welche in ihrer Mitte durch eine feste Stütze vom Körper abgespreizt wird. Die Zugbahn verläuft von der Fußspitze nach der Wade und sucht diese ihre beiden Ansatzpunkte einander zu nähern; sie wird durch die Stütze in zwei ungleiche Hälften zerlegt. Die längere von der Fußspitze nach oben verlaufende enthält die Federung, die kürzere wagerecht verlaufende umfaßt die Wade in Form einer Schleuder (schwingende Schelle).

Als Stütze dient uns ein in Form eines länglichen Bügels oder Rahmens gebogener Draht, der mit den beiden unteren Enden im Absatz gelenkig befestigt ist, so daß er über den Fußrücken hinweg sich vor und zurück drehen kann. Es steht in unserm Belieben, wie hoch wir den Rahmen machen und in welcher Höhe des Unterschenkels wir die Schleuder wollen angreifen lassen. Je höher wir mit der Schleuder gehen, um so geringer ist, wie eine einfache mechanische Überlegung zeigt, der von der Schleuder auf den Unterschenkel übertragene Druck. Andrerseits wird der Druck unangenehmer empfunden, wenn er auf den weichen Muskel als wenn er auf die straffe Sehne trifft. Wir legen daher die Schleuder für gewöhnlich so, daß sie den obern Teil des Spiegels der Achillessehne bedeckt, d. h. bei einer Breite von 8 cm mit den beiden Rändern etwa 16 cm und 24 cm über der Fußsohle liegt. Nur in Fällen, wo diese Stelle gegen Druck besonders empfindlich ist, versuchen wir es mit einer höheren Lage, etwa auf dem oberen Ende der Wade.

Der Rahmen wird stets so hoch geführt, daß wir genügend Platz für die Zugfedern haben. Die Spannung der Zugfedern kann durch Verkürzung oder Verlängerung der kleinen Kette, mit welcher sie am Rahmen festgemacht sind, in einem Augenblick nach Bedarf vermehrt oder vermindert werden.

Der vom Rahmen auf den Absatz ausgeübte Druck wird von diesem auf das Oberleder des Schuhs und weiter auf den Fußrücken übertragen. Der Fußrücken ist also die dritte Auflagestelle des Apparates.

Der Hauptvorzug des Apparates gegenüber den beiden besprochenen ist, daß wir auch recht kräftigen Zug ausüben können, wie er nötig ist, wenn nicht nur das Gewicht des Fußes anzuheben ist, sondern gleichzeitig Steifigkeiten des Gelenks zu überwinden sind.

b) Im einzelnen sei noch bemerkt: der Spannrahmen ist aus einem Stahldraht von 0,45 cm Durchmesser gebogen; seine beiden Enden sind zu Augen ausgeschmiedet. Mit diesen wird er über die Enden einer kleinen Stange übergesetzt, welche wagrecht von einer Seite zur andern durch den Absatz des Schuhs hindurchgestoßen ist. Das Abrutschen der Augen von dieser queren Achse wird durch Splinte verhindert. Durch passende Biegung der unteren Enden der Rahmenstangen und durch Vorlegescheibchen wird das freie Spiel des Rahmens um die Achse gesichert. Die Achse besteht aus einem runden Stahldraht von 0,35 cm Durchmesser.

Die Befestigung der Sprungfedern am Schuh geschieht in gleicher Weise wie beim erstbeschriebenen Apparat, die Befestigung am Spannrahmen mittels eines Kettchens, das durch die oben am Rahmen angebrachten Öhre hindurchgezogen wird und je nach Bedarf um ein oder mehrere Glieder verkürzt oder verlängert wird. Durch Überwerfen der mittleren Kett-

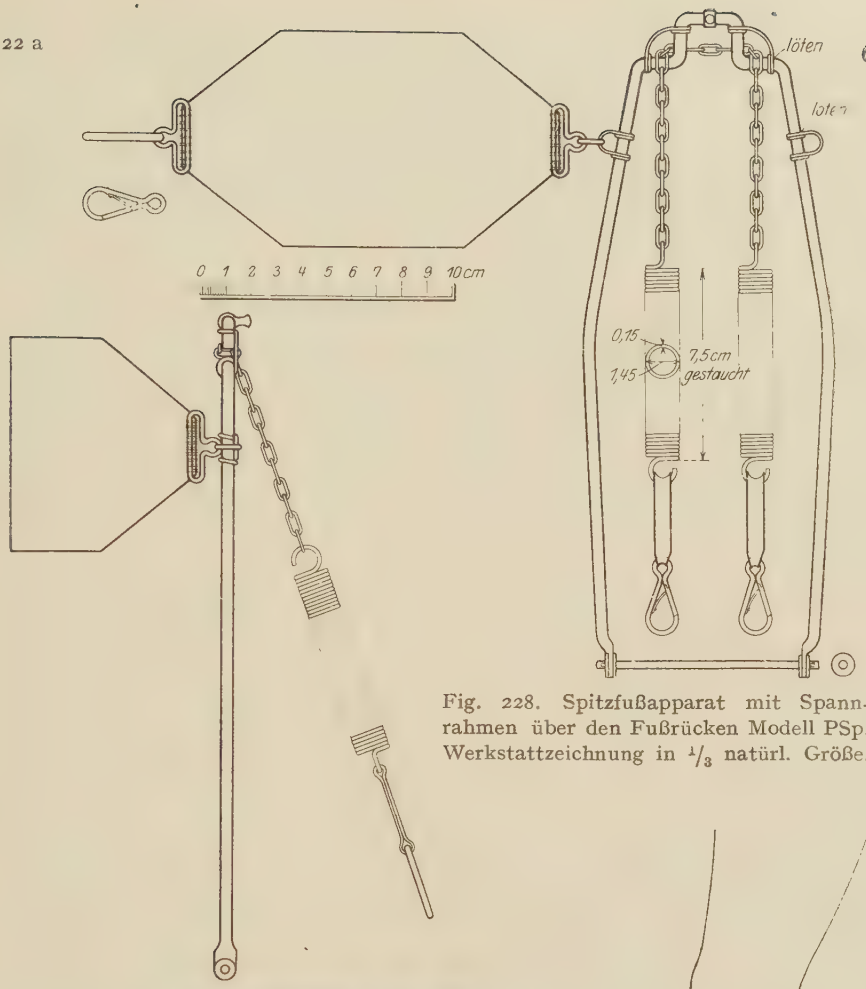


Fig. 228. Spitzfußapparat mit Spannrahmen über den Fußrücken Modell PSp. Werkstattzeichnung in $^1/_3$ natürl. Größe.

Fig. 229. Spitzfußapparat mit Spannrahmen über dem Fußrücken Modell PSp. Variante mit hochsitzender Schleuder.

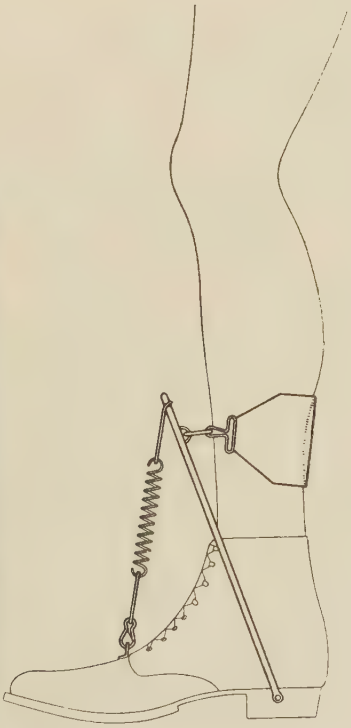


Fig. 227. Spitzfußapparat mit Spannrahmen über dem Fußrücken Modell PSp, schematisch.

chenstrecke über den mitten oben am Rahmen angebrachten Knopf kann die Spannung der Federn augenblicklich vermehrt, durch Wiederabwerfen vermindert werden.

Die die Wade umfassende Schleuder ist auf der einen Seite des Rahmens in einem Öhr mittels eines Ringes festgemacht, auf der andern wird sie mittels eines Karabinerhakens nach Anziehen des Schuhs in das dortige Öhr eingehängt. Die Länge der Schleuder und des Ringes ist so abzupassen, daß der Spannrahmen eben noch fingerbreit vom Schienbein absteht.

Die Zugkraft der Zug-Schraubenfedern und die diese bedingenden Dimensionen derselben sind, wenn es sich um die Überwindung von Versteifungen handelt, dem Grad der Steifigkeit anzupassen. Zu diesem Zweck muß man vor allem durch direkte Messung das zum Hochheben der Fußspitze erforderliche Mindestdrehmoment $\dot{m}_i$ (vgl. oben § 70a) feststellen. Die weitere Berechnung ergibt sich dann nach unsern früher entwickelten Grundsätzen. Ich will darauf nicht näher eingehen, da ich bei der Spärlichkeit meines Materials seit langer Zeit keinen einschlägigen Fall mehr zu behandeln Gelegenheit hatte und daher Theorie und Praxis dieses Apparates nicht so durchgebildet habe wie bei den beiden zuvor besprochenen Modellen. Doch bemerke ich, daß mir seiner Zeit gestauchte Schraubenfedern von folgenden Eigenschaften gute Dienste geleistet haben: Drahtdurchmesser 0,15 cm, äußerer Windungsdurchmesser 1,45 cm, Länge 7,5 cm.

§ 123. Zusammenfassender Vergleich der neuen Apparate. Auswahl.

Das praktische Endergebnis meiner Überlegungen und Erfahrungen ist folgendes: Es gibt keinen Apparat für den hängenden Fuß, welcher unter allen Umständen der beste wäre. Vielmehr glaube ich unsern Kriegsverletzten am besten zu dienen, indem ich unter vier verschiedenen Apparaten, von denen jeder seine besonderen Eigentümlichkeiten, Vorzüge und Nachteile besitzt, je nach Lage des Falles die Auswahl treffe. Nur zwei von diesen vieren verwende ich häufig und regelmäßig, nämlich unsre beiden erst beschriebenen neuen Spitzfußapparate, den mit dem Schultertraggurt Modell PT und den mit der federnden Latte PL; in Ausnahmefällen, nämlich wenn es sich um ein mehr oder weniger versteiftes Fußgelenk handelt, verwende ich den dritten unsrer neuen Apparate mit dem Spannrahmen über dem Fußrücken Modell PSp, und endlich greife ich auf den klassischen Schienenschuh zurück, in jenen seltenen Fällen, wo eine besondere Neigung zum Umknicken besteht oder der Patient besonders viel auf unebenem Boden zu gehen genötigt ist (vgl. oben § 119c, 3). Erscheint die Wahl zweifelhaft, so lasse ich den Patienten die in Betracht kommenden Modelle probeweise einige Tage tragen. Dieses Probieren ist, soweit unsre drei neuen Modelle in Frage kommen, deshalb leicht zu bewerkstelligen, weil sie nach sehr einfachen Vorbereitungen an jedem Schnürschuh angebracht werden können.

Über die Wahl zwischen den beiden ersten neuen Apparaten ist folgendes zu sagen. Jener mit dem Schultertraggurt hat den Vorteil, daß er das Gewicht des Fußes zum größten Teil dem kranken Glied abnimmt und auf die Schulter der gesunden Seite überträgt, ferner den Vorteil, daß er nirgends am kranken Glied angreift und Druckpunkte setzt, vielmehr nur die Sohle des Schuhs und dadurch den Fuß anhebt. Bei dem Apparat mit der federnden Latte haben wir außer diesem Angriffspunkt noch zwei weitere am kranken Glied selbst, nämlich an der Wade, gegen welche sich die Schleuder gegenlegt und am Fußrücken (Reihen), auf welchen sich der Zug überträgt, den die Feder an der hinten am Schuh angenähten Schlaufe ausübt.

Was nun das früher (§ 117b) aufgestellte Desiderat, der Druck des Apparates möge aufhören, sobald er nicht mehr vonnöten ist, anbelangt, so trägt der erste Apparat demselben aufs beste Rechnung, da der Schultertraggurt beim Absitzen durch die Beugung der Hüfte völlig entspannt wird und auch schon während des Gehens in jener Phase, wo der Fuß des schwingenden Beins keiner Anhebung mehr bedarf, eine Druckverminderung statthat (vgl. unten § 124b Ende).

Allerdings hat diese Eigentümlichkeit auch einen Nachteil im Gefolge. Entspannung durch Hüftbeugen findet nämlich bei diesem Apparat auch dann statt, wenn der Patient steil bergan geht oder eine Treppe steigt, und er ist in diesem Fall gezwungen, die nötige Anhebung der Fußspitze durch stärkeres Heben des Knies zu leisten, gerade wie wenn er keinen oder einen zu schwachen Apparat trüge. Doch kann er die Wirkung des Apparates verstärken, indem er den die beiden Sprungfedern verbindenden Riemen kürzer schnallt, was in einem Augenblick zu bewerkstelligen ist. Er könnte freilich den Apparat auch dauernd stärker eingestellt tragen. Aber dann wäre der Zug während des Gehens auf flacher Bahn kräftiger als nötig, und das ist, wie wir früher sahen (§ 117b) unzweckmäßig.

Der zweite Apparat mit der federnden Latte hinten ist, was die Druckregulierung anbetrifft, unvollkommner. Der Druck der Feder wirkt bei ihm dauernd und kann vom Patienten nicht reguliert werden. Dafür hat der Apparat den Vorzug, daß er am Schuh und an der Wade knapp anliegt und kaum hervortritt. Dadurch ist er zunächst sehr wenig auffällig, während der andre beim Gehen zwar auch von der Hose bedeckt ist, aber, wenn diese beim Absitzen sich in die Höhe schiebt, mit seinen untersten Enden sichtbar wird. Ferner ist dieser Apparat, weil er so dicht am Schuh anliegt, kaum verletzlich, und der Patient ist nicht der Gefahr ausgesetzt, etwa beim Durchschreiten von Gebüsch hängenzubleiben. Den dauernden Druck aber pflegen Patienten mit im übrigen nicht schwer geschädigter Extremität meist ohne jede Beschwerde zu ertragen, und daher wird dieser Apparat von solchen fast stets bevorzugt, während jener mit dem Schultertraggurt für stark geschwächte und empfindliche Beine sich als der geeignetere zu erweisen pflegt.

Die beiden an der Wade angreifenden kleinen Apparate haben außerdem noch den für solche Patienten, welche ihrem Beinwerk etwas zumuten wollen und können, angenehmen Vorteil, das die die Wade umklammernde Schleuder einen gewissen Halt gegen das Umknicken des Fußes auf schlecht geebnetem Pfad bietet.

Völlige Sicherheit gegen Umknicken gibt freilich nur der Schienenschuh. Dafür hat er aber gegenüber unsern drei neuen Modellen eine ganze Reihe von Nachteilen. Zunächst den, daß er beim Auftreten auf leicht seitlich geneigtem Boden das gleichmäßige Aufliegen der ganzen Sohle verhindert, worüber wir früher sprachen (§ 117c). Sodann belastet er das kranke Bein erheblich mehr als unsre drei Apparate, da er etwa $^1/_2$ kg wiegt, während unser zweiter Apparat nur etwa 90, unser dritter etwa 80 g schwer ist; unser erster Apparat allerdings wiegt etwa 430 g, dies Gewicht aber wird von der Schulter, nicht vom Bein getragen. Der Schienenschuh hat ferner

den Nachteil, daß er in den Stiefel eingebaut werden muß, der Patient also in höherm Maß vom Spezialisten abhängig ist als mit den andern Apparaten, welche leicht an jedem Schnürschuh angebracht und von einem auf den andern übergesetzt werden können. Endlich ist er an sich schon und noch besonders wegen dieses Erfordernisses eines speziell angefertigten Schuhs erheblich teurer.

Ich erwähnte schon, daß die Patienten das Gehen mit einem Apparat lernen müssen, d. h. daß es einige Tage dauert, bis sie die Hilfsbewegungen, welche sie sich angewöhnt hatten und die der Apparat überflüssig macht, auch wirklich ablegen und verlernen. Um besonders fest eingewurzelte schlechte Gewohnheiten zu beseitigen, habe ich den Apparat mit dem Schultertraggurt besonders zweckmäßig gefunden und lasse ihn deshalb oft zunächst einige Tage tragen, auch wenn ich ihn nicht definitiv zu verwenden beabsichtige. Endlich kann es angezeigt sein, demselben Patienten zwei verschiedene Apparate zu geben, von welchen er je nach Umständen den einen oder den andern benutzt.

Berechnungen.

§ 124. Die Anhebung des schwingenden Fußes beim Gang als das orthopädische Problem der Spitzfußprothese und die Berechnung der Federung des Modells PT.

a) Die Aufgabe der Spitzfußprothese ist, beim Gehen den schwingenden Fuß so anzuheben, daß die Spitze nicht auf dem Boden schleift, ohne daß der Patient genötigt ist, um dies zu vermeiden, zu Hilfsbewegungen seine Zuflucht zu nehmen. Das orthopädische Problem, welches uns hiermit gestellt wird, ist einfacher als jene Probleme, welche wir an der gelähmten Hand zu lösen hatten, insofern bei jener eine möglichst große Zahl von Leistungen, hier nur eine einzige von dem Apparat gefordert wird, und es ist doch insofern schwieriger, als es sich hier um eine kinetische, dort wesentlich um statische oder wenigstens mittels statischer Betrachtungen lösbare Aufgaben handelt. Aus diesem Grund erscheint es mir zweckmäßig, unsere Überlegung diesmal so anzuordnen, daß wir nicht wie sonst aus der Aufgabe die Lösung entwickeln, sondern umgekehrt die empirisch gefundene Lösung daraufhin prüfen, wie weit sie den zu stellenden Anforderungen gerecht wird.

Zu einer empirischen Lösung gelangte ich dadurch, daß ich den beschriebenen Spitzfußapparat mit Schultertraggurt, als dessen Vorzug oben die genaue Regulierbarkeit der anhebenden Kraft genannt wurde, eine Reihe von Patienten tragen ließ und ausprobierte, wie stark diese Kraft gemacht werden mußte, um eben zur Anhebung zu genügen, oder vielmehr wie schwach sie gemacht werden durfte, damit eben noch die Bewegung des gelähmten Fußes soweit als überhaupt möglich mit jener des gesunden übereinstimmte. Ich fand bei allen genauer untersuchten und berechneten Fällen sehr nahezu die gleiche Zahl, nämlich 1200 g als Höhe desjenigen Zuges, welchen die beiden Federn des in besagter Weise justierten Apparates zusammen ausübten, wenn ich den Patienten Grundstellung (Normalstellung nach Braune und Fischer) einnehmen ließ. Die Ausmessung geschah einfach in der Weise, daß ich die Länge der beiden Zugfedern bei dieser Stellung mit dem Metermaß bestimmte und dann aus der für jede Feder angelegten Eichungstabelle (vgl. Tabelle 34) den bei dieser Länge

von ihr ausgeübten Zug entnahm. Das von diesem Zug am ersten Fußgelenk ausgeübte Drehmoment erhalten wir durch Multiplikation mit dem wirksamen Hebel, der etwa 11 cm mißt (vgl. unten) zu $11 \cdot 1200 = 13200$ cm g.

Aber damit ist nur für die eine besagte Stellung des Beins die anhebende Kraft des Apparates gefunden. Während des Gangs ist diese Kraft offenbar eine wesentlich andere und obendrein ständig wechselnde, da ja die Länge unserer Zugbahn von der Haltung des Beins abhängt, durch Änderung in der Stellung seiner Gelenke selber verändert, insbesondere durch Beugung des Knies verlängert, durch Beugung der Hüfte verkürzt wird, und da ja die Kraft, mit welcher unser künstlicher Muskel zieht, eine Funktion seiner Länge ist. Nun sagt uns aber unsre Eichungstabelle, indem sie uns die Weichheit $\frac{f}{p}$ unsrer Feder angibt, um wieviel die Kraft derselben bei einer bestimmten Verlängerung zunimmt, und anderseits können wir ermitteln, wie groß die Verlängerung gegenüber der Länge bei Grundstellung in jeder Phase des Gangs ist, wenn wir die Stellung der Gelenke in dieser Phase kennen. Diese Kenntnis haben uns die in der ersten Hälfte dieses Werks ausführlich besprochenen Untersuchungen O. Fischers über den Gang des Menschen vermittelt. Allerdings nur für seine im „Wanderschritt" sich bewegende Versuchsperson. Wir können aber, da es sich hier ja doch nur um eine Überschlagsberechnung handelt, ohne zu großen Fehler annehmen, daß die Bewegung des Beins beim Gang nicht nur bei allen gesunden Männern übereinstimmt, sondern auch bei unsern Gelähmten, wenn ihr Gang durch einen besten Apparat dem normalen so weit als möglich gleichgemacht wird, d. h. so weit, daß ein harmloser Beobachter überhaupt keinen Unterschied in der Bewegung des gesunden und des kranken Beins bemerkt.

Die Gleichung, nach welcher wir die durch eine bestimmte Haltung der Gelenke bewirkte Verlängerung unsrer Federn berechnen, ist genau dieselbe, nach welcher wir die Verlängerung des natürlichen Muskels früher berechnet haben, da der künstliche Muskel, als welchen wir unsere Zugbahn auffassen, in dieser Beziehung mit dem natürlichen Muskel völlig übereinstimmt. Es gilt also gemäß § 5g:

$$-\frac{180}{\pi}\Sigma l = \varphi_{,} r_{,} + \varphi_{,,} r_{,,} + \varphi_{,,,} r_{,,,} .$$

Hierbei bezeichnen wir mit $\varphi_{,}$ den Winkel des Hüftgelenks und mit $r_{,}$ den Hebel unsrer Zugbahn an diesem Gelenk, mit $\varphi_{,,}$ und $r_{,,}$ die entsprechenden Werte am Kniegelenk, mit $\varphi_{,,,}$ und $r_{,,,}$ den Fußwinkel (§ 14c) und den Hebel am ersten Fußgelenk, endlich mit Σl die Verlängerung der Zugbahn über die Länge bei Normalstellung aller Gelenke. Als Normalstellung wollen wir die Grundstellung wählen; die Winkel unserer Gelenke bei dieser müssen wir dann als Winkel o rechnen. Für den Fußwinkel bedeutet das, daß wir ihn gleich Null setzen, wenn die Sohle mit dem Unterschenkel einen rechten Winkel bildet (während wir ihn früher bei dieser Haltung als $-90°$ in Rechnung stellten).

Aus der Verlängerung der Zugbahn erhalten wir die ihr entsprechende Vermehrung ihres Zugs $\Delta \mathfrak{P}$ durch Multiplikation mit der reziproken Weichheit oder der relativen Zugvermehrung $\frac{p}{f}$ der einzelnen Feder, d. i. der Zunahme ihres Zugs bei der Verlängerung 1 und weiterer Multiplikation mit 2, da wir ja zwei gleiche Federn am Apparat angebracht haben. Endlich erhalten wir den gesamten vorhandenen Zug, indem wir diese Zugvermehrung zu dem bei Grundstellung (Normalstellung) vorhandenen Zug $\mathfrak{P}_{no}$ hinzufügen und schließlich das

Drehmoment, welches dieser gesamte Zug ausübt, durch Multiplikation des Zugs mit dem Hebel $r_{,,,}$ desselben am ersten Fußgelenk. Also:

$$\Delta \mathfrak{P} = 2\frac{p}{f}\Sigma l = -\frac{2\pi}{180}\frac{p}{f}(\varphi_{,} r_{,} + \varphi_{,,} r_{,,} + \varphi_{,,,} r_{,,,}) ,$$

$$\mathfrak{P} = \mathfrak{P}_{no} + \Delta \mathfrak{P} ,$$

$$m = r_{,,,}\,\mathfrak{P} .$$

Die Länge der Hebel $r_{,}$ und $r_{,,}$ unsrer Zugbahn an Hüfte und Kniegelenk wurde in Anlehnung an die von Braune und Fischer konstruierte Figur eines Menschen in Normalstellung (wiedergegeben bei R. Fick, 1911, Tafel I und S. 53) auf $r_{,} = +8$ cm und auf $r_{,,} = -8$ cm geschätzt. Bei der Hüfte wurde in Betracht gezogen, daß dort der Hebel beider Gurtbahnen verschieden ist und aus beiden das Mittel genommen, beim Knie lag ein älteres Modell des Kniebügels zugrunde als das hier veröffentlichte, bei welchem die Gurtbahnen etwas mehr seitlich und also näher der Gelenkachse geführt waren. Der Hebel $r_{,,,}$ der Zugbahn am Fuß wurde direkt gemessen und zu 11 cm gefunden. Die Weichheit unsrer Federn war im Durchschnitt $\frac{f}{p} = 0{,}0175$ cm/g. Daraus ergibt sich:

$$\Delta \mathfrak{P} = -2\frac{\pi}{180}\frac{1}{0{,}0175}(\varphi_{,} r_{,} + \varphi_{,,} r_{,,} + \varphi_{,,,} r_{,,,}) = -2(8\,\varphi_{,} - 8\,\varphi_{,,} - 11\,\varphi_{,,,})\text{ cm}.$$

Auf Grund dieser Formeln und Zahlenwerte wurde die in Tabelle 39 enthaltenen Berechnungen ausgeführt und für die Fischerschen Beobachtungsphasen welche der Periode des Schwingens entsprechen, das von unsrer Prothese ausgeübte Drehmoment ermittelt. Sodann wurde dasselbe in Fig. 230 graphisch dargestellt. Wir sehen, daß dasselbe gleich nach Beginn des Schwingens seinen Höchstwert von etwas über 25000 cm g erreicht, dann beständig und ziemlich gleichmäßig absinkt, um zu allerletzt ein klein wenig anzusteigen.

b) Wie verhält sich nun dieses von unsrer Prothese ausgeübte Drehmoment zu jenem, das bei nicht gelähmtem Fuß die die Fußspitze anhebenden Muskeln bewirken, deren Tätigkeit während des Ganges unsre Prothese ersetzen soll? Ein Blick auf unsre Fig. 230, in welcher das Verhalten der beiderlei Drehmomente

Tabelle 3

Drehmomente des Spitzfußapparat

am ersten Fußgelenk des schwingenden Beins (vgl. Text § 124a und Fig. 23

Beobachtungsphase des Fischerschen Versuchs I rechts (vgl. auch die Legende der Fig. 46)	25	26	27	28	29	30	31
Hüftwinkel (Fischer III, 1901, S. 149, Tab. 2) . . . $\varphi_{,}$	−17	−8	0	+7	+12	+18	+22
Kniewinkel (Winkel $\varphi_{,}$, unsrer Tab. 23) . . . . . $\varphi_{,,}$	+31	+48	+57	+58	+55	+49	+40
Fußwinkel (Winkel $\varphi_{,,} + 90°$ unsrer Tab. 23) . . $\varphi_{,,,}$	+10	+11	+8	+5	+2	−1	−1
$r_{,}\varphi_{,} = 8\ \varphi_{,}$	−136	−64	0	+56	+96	+144	+17
$r_{,,}\varphi_{,,} = -8\ \varphi_{,,}$	−248	−384	−456	−464	−440	−392	−32
$r_{,,,}\varphi_{,,,} = -11\ \varphi_{,,,}$	−110	−121	−88	−55	−22	+11	+11
$r_{,}\varphi_{,} + r_{,,}\varphi_{,,} + r_{,,,}\varphi_{,,,}$	−494	−569	−544	−463	−366	−237	−13
Zugvermehrung $\Delta \mathfrak{P} = -2(r_{,}\varphi_{,} + r_{,,}\varphi_{,,} + r_{,,,}\varphi_{,,,})$	+988	+1138	+1088	+926	+732	+474	+26
Zug $\mathfrak{P} = \mathfrak{P}_{no} + \Delta \mathfrak{P} = 1200 + \Delta \mathfrak{P}$ . . . . . g	+2188	2338	2288	2126	1932	1674	146
Drehmoment $m = r_{,,,}\,\mathfrak{P} = -11\,\mathfrak{P}$ . . . . . cm g	−24068	25718	25168	23386	21252	18414	1612
Anhang: Drehmomente des Modells PL							
$m = m_{no} + \varphi_{,,,}\left(\frac{m}{\varphi_{,,,}}\right) = -12000 - \varphi_{,,,} \cdot 245$ . . .	−14450	14695	13960	13225	12490	11755	1175

während der Periode des Schwingens dargestellt ist, lehrt, daß die Prothese im ersten Augenblick zwar etwa gleich kräftig wie die Muskeln auf den Fuß wirkt, daß aber dann ihre Wirksamkeit rasch und erheblich unter die der Muskeln absinkt. Dafür aber wirkt die Prothese andauernd während der ganzen Periode, die Tätigkeit der fußspitzenhebenden Muskeln dagegen beschränkt sich auf den mittleren Abschnitt der Periode des Schwingens, welcher zeitlich etwa dem zweiten und dritten Viertel derselben entspricht. Die Wirksamkeit der Prothese setzt also früher ein und hält länger an. Letzteres ist jedoch ohne Belang, denn, wie wir früher überlegten und an Hand der Fig. 47 uns klarmachten, ist während des letzten Abschnittes unsrer Periode eine Anhebung der Fußspitze nicht mehr nötig. Wir können daher unsre vergleichende Betrachtung auf die ersten beiden Abschnitte, welche zeitlich den ersten drei Vierteln der Periode des Schwingens entsprechen, beschränken.

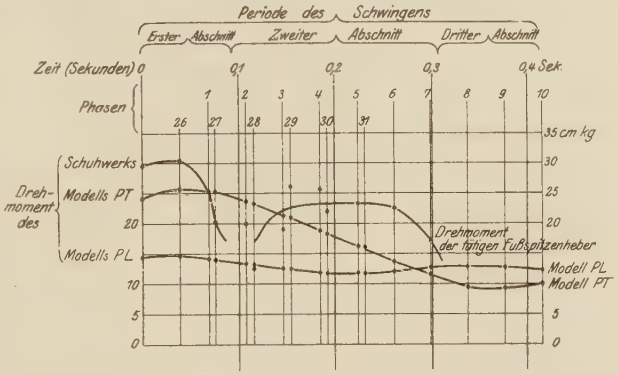


Fig. 230. Drehmomente der Spitzfußapparate Modell PT und PL während der Periode des Schwingens gemäß Tabelle 39 und Fig. 46. (Die Kurve des Schuhwerks ist nicht ganz richtig gezeichnet und aus Fig. 46 zu verbessern.)

Auch dann gilt: durch die längere Dauer ihrer Wirksamkeit gleicht die Prothese die geringere Kraft derselben aus und leistet für die Anhebung das gleiche wie die Muskeln. Oder vielmehr: sie leistet offenbar erheblich mehr. Das lehrt folgende Überlegung.

Der Weg, welcher vermöge der Einwirkung einer gleichbleibenden Kraft zurückgelegt wird, ist proportional nicht der Zeit, sondern dem Quadrat der Zeit, während welcher die Kraft wirkt, eine vom Fallgesetz her uns geläufige physikalische Tatsache. Wenn also die Prothese auch nur mit der halben Kraft

Tabelle 39.

mit Schultertraggurt Modell PT

Anhang: Drehmomente des Spitzfußapparates mit federnder Leiste hinten Modell PL (§ 125).

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0	+7	+14	+19	+23	+26	+27	+27	+28	+30
+57	+59	+57	+50	+41	+29	+14	0	0	+11
+9	+6	+2	+1	−1	0	+3	+4	+4	+1
0	+56	+112	+152	+184	+208	+216	+216	+224	+240
−456	−472	−456	−400	−328	−232	−112	0	0	−88
−99	+66	−22	−11	+11	0	−33	−44	−44	−11
−555	−482	366	−258	−133	−24	+71	+172	+180	+141
+1110	+964	+732	+518	+266	+48	−142	−344	−360	−282
2310	2164	1932	1718	1466	1248	1058	856	840	918
25410	23807	21252	18898	16126	13728	11638	9416	9240	10098
14205	13470	12490	12235	11735	12000	12735	12980	12980	12235

der Muskeln wirkt, dafür aber durch drei Viertel der Periode, jene dagegen nur durch zwei Viertel, so verhalten sich die vermöge der beiden Einwirkungen zurückgelegten Wege der Fußspitze wie

$$\frac{\frac{1}{2}\cdot(\frac{3}{4})^2}{1\cdot(\frac{2}{4})^2} = \frac{9}{8}.$$

Die Prothese lüpft also den Fuß ein klein wenig höher als die Muskeln. In Wirklichkeit stellt sich die Rechnung noch bedeutend günstiger für die Prothese, da dieselbe ihre Kraftwirkung nicht gleichmäßig über die ganze Zeit verteilt, sondern zu Beginn am stärksten wirkt und da ja der infolge eines bestimmten Anstoßes zurückgelegte Weg der Zeit proportional ist, welche seit dem Anstoß vergangen ist. Die Prothese bewegt also den Fuß bedeutend wirksamer als die Muskeln.

Also müßte der Fuß des gelähmten Prothesenträgers wesentlich höher gehoben werden als der des auf die Tätigkeit seiner Muskeln angewiesenen Gesunden? Gewiß, wenn hier nicht noch ein weiterer Umstand in Betracht käme. Wie erinnerlich, hatte unsere Analyse der Fischerschen Versuche (§ 57) uns zu der Ansicht geführt, daß außer den fußspitzenhebenden Muskeln noch eine zweite Kraft in gleicher Richtung wirksam ist, das Formstreben des Schuhwerks. Dieses Formstreben ist bei Zugstiefeln, wie sie Fischers Versuchsperson trug, besonders stark, die Gummizüge solcher Stiefel stellen geradezu eine Art von künstlichem Muskel dar, der bei überstrecktem Fuß diesen ähnlich wie unsre Prothese anhebt. Es ist zu bedauern, daß Fischers Versuchsperson ein solches, den Gang stark beeinflussendes, um nicht zu sagen, entstellendes Schuhwerk trug. Es ist ferner zu vermuten, daß, wenn ein in dieser Beziehung weniger wirksames Schuhwerk oder überhaupt kein Schuhwerk getragen wird, der dadurch entstandene Ausfall an fußspitzenhebender Kraft durch eine vermehrte Tätigkeit der hebenden Muskeln ersetzt wird, und zwar vermutlich in der Weise, daß die Muskeln früher anfangen sich zusammenzuziehen, d. h. daß die Ablösung des Schuhwerks durch die Muskeln bei der Hebearbeit in einen früheren Zeitpunkt verlegt wird. Genauere und zahlenmäßig bestimmte Angaben hierüber lassen sich nicht geben und könnten nur auf Grund neuer Versuche erlangt werden. Nur dies läßt sich sagen, daß Schnürschuhe, wie sie unsere Lazarettkranken tragen, bei gewöhnlicher Schnürung vermutlich weniger stark hebend wirken als knapp sitzende Zugstiefel, wie sie Fischers Versuchsperson benützte. Demgemäß müssen die fußspitzenhebenden Muskeln bei gewöhnlichen Schnürschuhen mehr Arbeit leisten als es in Fischers Versuchen der Fall ist, und dementsprechend muß auch unsre Prothese stärker wirken als die Muskeln es in Fischers Versuchen taten, was mit dem Ergebnis unserer Berechnung in Tabelle 39 übereinstimmt.

Werfen wir nun noch einmal einen Blick auf diese Tabelle 39 und die Fig. 230 und vergleichen wir die Höhe der dort verzeichneten Drehmomente mit dem Drehmoment bei Grundstellung, das wir oben zu 13200 cm g gefunden hatten. Dann sehen wir, daß während der ersten beiden Abschnitte der Periode des Schwingens unser Apparat stärker, im letzten schwächer wirkt als bei Grundstellung, was daher rührt, daß die im letzten Abschnitt dieser Periode stattfindende energische Kniestreckung und Hüftbeugung die Spannung unsrer Zugfedern stark vermindert. In diesem letzteren Abschnitt aber ist eine Anhebung der Fußspitze auch nicht mehr nötig, da die Gefahr eines Schleifens derselben jetzt durch die veränderte Haltung des Beins beseitigt ist. In eben diesem Abschnitt sehen wir daher auch die fußspitzenhebenden Muskeln ihre Tätigkeit einstellen. Daß unser

Apparat dem Beispiel folgt, welches sie, die er ja ersetzen soll, ihm geben, und seine Spannung, wenn auch nicht aufhebt, so doch vermindert, ist als ein Vorteil zu buchen, durch welchen der Gang jedenfalls an Natürlichkeit gewinnt.

c) Es erhebt sich nun die Frage, ob die Federung unsres Apparates, welche wir zunächst auf gut Glück gewählt haben, auch im übrigen den zu stellenden Anforderungen entspricht. Da, wie gesagt, eine Wirksamkeit der Federung im letzten Abschnitt der Periode des Schwingens nicht mehr nötig ist, so brauchen wir ihr Verhalten und ihre Arbeitsleistung nur während der ersten beiden Abschnitte dieser Periode in Betracht zu ziehen. Demgemäß bezeichnen wir als Initialstellung in dem früher (§ 70a) besprochenen Sinn, d. h. als Stellung, bei welcher die Federn geringste Länge besitzen und ein Minimum von Kraft ausüben, die Stellung am Ende des zweiten Abschnitts dieser Periode, bei welcher die Federn ihre bis dahin geringste Länge erreichen, die zugleich mit der Länge bei Grundstellung etwa übereinstimmt. Diese Länge stellt also die Initiallänge l_i dar, die bei ihr gemessene Spannung den Initialzug p_i. Der Zahlenwert von p_i ist gleich 600 g zu setzen, denn der Zug beider Federn zusammen beträgt bei Grundstellung 1200 g, wie oben besprochen wurde.

Was die weiteren an unsere Federung zu stellenden Anforderungen betrifft, so müssen wir vor allem große Weichheit verlangen. Denn wie Tabelle 39 lehrt, wird die Länge unsrer Zugbahn durch die Bewegungen im Hüft- und Kniegelenk sehr stark verändert. Nun aber sind diese Bewegungen selber bei verschiedenen Arten des Ganges recht verschieden. Unser Apparat aber soll bei allen Arten möglichst gleich stark wirken. Dies wird erreicht, wenn die Wirkung der Federung durch Längenänderung nur verhältnismäßig wenig beeinflußt wird, d. h. wenn die relative Spannungsänderung gering und ihr Gegenwert, der relative Federungsweg und damit die Weichheit groß ist. Erfüllen wir diese Forderung, so ist auch die andre, von früher her uns geläufige Forderung erfüllt, daß den Antagonisten, welche den Zug der Feder überwinden müssen, keine übermäßige Arbeit zugemutet werde. Im übrigen spielt diese Forderung in diesem Fall deswegen keine große Rolle, weil diese Muskeln sehr kräftig sind. Wir setzen also als relativen Federungsweg, welchen unsre Federn leisten sollen, den verhältnismäßig hohen Wert $\frac{f}{p} = \frac{7}{400} = 0{,}0175$ cm/g an.

Wir verlangen jedoch in diesem Fall noch eine andere eigentümliche Art von Dehnbarkeit. Unsre Federn sollen nämlich, ohne Schaden zu leiden, erheblich über ihre gewöhnliche Länge gestreckt werden können. Denn da sie frei und ungeschützt, nur von der Hose bedeckt am Bein entlang laufen, so ist es unvermeidlich, daß sie gelegentlich und vor allem beim An- und Auskleiden verzogen und gezerrt werden. Solche Mißhandlung aber wird ihnen nichts anhaben, wenn sie so konstruiert sind, daß die zulässige Dehnbarkeit der Längeneinheit eine bedeutende ist, daß also jedes Stück der Feder, ohne über die zulässige Grenze beansprucht zu werden, bis auf, sagen wir, das $2^1/_2$fache seiner initialen Länge ausgezogen werden kann. Mathematisch gesprochen heißt das, es soll die zulässige Verlängerung f^+ das $1^1/_2$fache der initialen Länge betragen, der Ausdruck $\frac{f^+}{l_i}$ soll mindestens gleich $1^1/_2$ sein.

Nun hatten wir in § 70e für die gestauchte Zug-Schraubenfeder die Gleichung gefunden:

$$\frac{f_a - f_i}{p_a - p_i} = \frac{l_i}{\frac{10^8\, d^5}{D^3} + \frac{p_i}{4}}.$$

Es ist ferner gemäß Tabelle 32:

$$\frac{f_a - f_i}{p_a - p_i} = \frac{f}{p} = \frac{f^\dagger}{p^\dagger}$$

und außerdem gemäß Tabelle 33:

$$p^\dagger = 16 \cdot 10^5 \frac{d^3}{D} .$$

Diese Größen in die erste Gleichung einführend, erhalten wir für das uns interessierende Verhältnis der zulässigen Länge zur initialen Länge die Gleichung:

$$\frac{f^\dagger}{l_i} = \frac{16 \cdot 10^5 \frac{d^3}{D}}{\frac{10^8 d^5}{D^3} + \frac{p_i}{4}} = \frac{64 \cdot 10^5 d^3 D^2}{4 \cdot 10^8 d^5 + p_i D^3} .$$

Ferner haben wir für die Weichheit im alten Sinn des Worts die Gleichung:

$$\frac{f}{p} = \frac{l_i}{\frac{10^8 d^5}{D^3} + \frac{p_i}{4}} = \frac{4 l_i D^3}{4 \cdot 10^8 d^5 + p_i D^3} .$$

Endlich ergeben sich aus der Beschränktheit des zur Unterbringung unsrer Federn verfügbaren Raumes noch die Forderungen, daß initiale Länge und Windungsdurchmesser der Federn gewisse Werte nicht überschreiten sollen. Wir wollen einen Wert der ersteren von $l_i = 19{,}5$ cm, des letzteren von $D = 1{,}1$ cm zulassen. Damit haben wir nun alle Größen, von denen gemäß den letzten beiden Gleichungen die zweierlei Arten von Weichheit abhängen, festgelegt mit Ausnahme des Drahtdurchmessers d. Wir wählen diesen zu 0,105 cm. Indem wir nunmehr unsre Zahlenwerte einsetzen, ergibt sich für die zulässige Dehnbarkeit der initialen Längeneinheit und für die Weichheit:

$$\frac{f^\dagger}{l_i} = \frac{64 \cdot 10^5 \cdot 0{,}105^3 \cdot 1{,}1^2}{4 \cdot 10^8 \cdot 0{,}105^5 + 600 \cdot 1{,}1^3} = 1{,}52 ,$$

$$\frac{f}{p} = \frac{4 \cdot 19{,}5 \cdot 1{,}1^3}{4 \cdot 10^8 \cdot 0{,}105^5 + 600 \cdot 1{,}1^3} = 0{,}0176 \text{ cm/g},$$

also Werte, welche unsern Wünschen entsprechen.

Für die Länge der unbeanspruchten Feder haben wir (vgl. § 70e):

$$l = l_i - f_i = l_i - \frac{1}{4} p_i \frac{f}{p} = 19{,}5 - 2{,}6 = 17 \text{ cm}.$$

§ 125. Berechnung der Federung des Modells PL.

Um die Federung unsers „Spitzfußapparates mit federnder Latte hinten" zu dimensionieren, habe ich zunächst wieder ähnlich wie bei unserm Apparat mit Schultertraggurt rein empirisch ausprobiert, welche Stärke der Apparat mindestens besitzen muß, um die Fußspitze beim Gang genügend anzuheben. Es fand sich, daß es ausreichte, wenn er in der Initialstellung ein Drehmoment von annähernd $m_i = 12000$ cm g, in der Abschlußstellung bei gewöhnlichem Gang ein solches von etwa $m_a = 15000$ cm g ausübte. Als Initialstellung ist diejenige Stellung anzusehen, bei welcher die Feder während der Periode des Schwingens am schwächsten wirkt, und das ist dann der Fall, wenn die Fußspitze des

schwingenden Beins am höchsten angehoben ist und der Fußwinkel sein aktives Minimum erreicht, das, wie wir wissen (§ 56, Fig. 46) $-91°$ beträgt. Fast genau denselben Winkel, nämlich $-90°$, messen wir auch bei Grundstellung (vgl. den vorhergehenden Paragraphen). Als Abschlußstellung bei gewöhnlichem Gang ist diejenige anzusehen, bei welcher die Fußspitze des schwingenden Fußes am stärksten gesenkt und damit die Feder am meisten beansprucht ist. Dies ist, wie wir wissen (§ 56, Fig. 46) bei einem Fußwinkel von $-79°$ der Fall. Davon zu unterscheiden ist die für sämtliche möglichen Fußbewegungen geltende Abschlußstellung, welche der stärksten überhaupt vorkommenden Fußspitzensenkung entspricht und beim Hochsprung beobachtet wird, wo wir einen Fußwinkel von $-51°$ messen (vgl. Tabelle 22). Bei dieser letzteren Abschlußstellung darf noch keine Überanstrengung der Feder statthaben, der erlaubte Biegungswinkel unsrer Feder noch nicht überschritten sein. Die Winkeländerungen im ersten Fußgelenk und die entsprechenden Winkeländerungen unsrer Biegefeder, wenn wir sie gemäß Fig. 80 messen, können wir annähernd als gleich groß betrachten. Wir haben also für den Gesamtausschlag unsrer Feder im Sinne unsrer früheren Betrachtungen (§ 70a):

$$\varphi_a - \varphi_i = -51° - -91° = 40°.$$

Erwünscht ist ferner, daß das von den Antagonisten zu überwindende Drehmoment unsres Apparates nicht überflüssig hoch sei, daß also das Drehmoment m_a in der Abschlußstellung nicht allzuviel über dem initialen Drehmoment m_i liege. Doch tritt diese Anforderung deswegen in diesem Fall in den Hintergrund, weil wir in der Wademuskulatur eine so kräftige Antagonistengruppe haben, daß etwas mehr oder weniger hier nicht allzuviel ausmacht. Dagegen treten zwei andre Anforderungen bei diesem Apparat in die erste Linie: geringes Gewicht und einfache Konstruktion. Ein schwerer Apparat beeinträchtigt den Gang unter Umständen mehr als die Lähmung selbst, welche ja an sich die Fortbewegung keineswegs unmöglich macht, und eine komplizierte Maschinerie schafft dem Patienten mehr Ungelegenheiten als das Leiden, das sie bekämpft. Diesen Gesichtspunkten entsprechend müssen wir unsre Berechnung etwas anders anfassen als wir es sonst taten.

Unser Apparat stellt eine an drei Stellen gehaltene Biegefeder dar (§ 68l). Die beiden Halbfedern, in welche wir sie uns zwecks Berechnung zerlegt denken, sind annähernd gleich gebaut und stellen jede ein Blattfederwerk aus gleich geschnittenen Rechteckfedern dar. Für dieselben gilt gemäß Tabelle 33:

$$m_{'}^{\dagger} = m_{''}^{\dagger} = 8 \cdot 10^5 \, n \, b \, h^2 \,,$$

$$\varphi_{'}^{\dagger} = \varphi_{''}^{\dagger} = 0{,}09 \frac{l/2}{h} \,;$$

falls wir mit $l = 20$ cm die Länge der ganzen Feder, mit h die Blattstärke, mit b die Blechbreite, mit n die Zahl der Bleche bezeichnen. Für die Gesamtfeder gilt:

$$m^{\dagger} = m_{'}^{\dagger} = m_{''}^{\dagger} = 8 \cdot 10^5 \, n \, b \, h^2 \,,$$

$$\varphi^{\dagger} = \varphi_{'}^{\dagger} + \varphi_{''}^{\dagger} = 0{,}09 \frac{l}{h} \,.$$

Wir haben ferner (§ 69, 70b):

$$\varphi_a = \tau \varphi^{\dagger} \quad \text{und} \quad \varphi_i = m_i \frac{\varphi}{m} = m_i \frac{\varphi^{\dagger}}{m^{\dagger}}$$

also

$$\varphi_a - \varphi_i = \tau\,\varphi^\dagger - m_i \frac{\varphi^\dagger}{m^\dagger} = 0{,}09\,\frac{\tau\,l}{h} - \frac{0{,}09\,l\,m_i}{8\cdot 10^5\,n\,b\,h^3}\,,$$

$$\frac{\varphi_a - \varphi_i}{0{,}09\,l}\,h^3 - \tau\,h^2 + \frac{m_i}{8\cdot 10^5\,n\,b} = 0$$

und nach Einsetzen unsrer Zahlenwerte:

$$\frac{40}{0{,}09\cdot 20}\,h^3 - \tau\,h^2 + \frac{12\,000}{8\cdot 10^5\,n\,b} = 0\,,$$

$$2{,}2\,h^3 - \tau\,h^2 + \frac{0{,}015}{n\,b} = 0\,.$$

Diese letzte Gleichung enthält drei willkürlich veränderliche Größen: die Blechstärke der Feder h, den Grad der Hochbeanspruchung τ, und die Gesamtfederbreite gleich dem Produkt aus der Breite b der einzelnen Feder und der Federzahl n. Zwei dieser Größen können wir jeweils nach Belieben wählen, der Wert der dritten folgt dann mit Notwendigkeit aus unsrer Gleichung. Indem die Gleichung den Zusammenhang zwischen der Hochbeanspruchung und den willkürlichen Abmessungen der Federung aufdeckt, legt sie den mechanischen Charakter des Apparates zahlenmäßig dar.

Es gilt nun also zwei der drei Größen zu wählen, und da es mir bei diesem Apparat vor allem darauf ankam, ein einfaches und leichtes Modell zu erhalten, so habe ich die Zahl der Federn auf höchstens 7, ihre Breite auf 2,0 cm festgesetzt und andrseits eine erhebliche Hochbeanspruchung von $\tau = 1^2/_3$ in den Kauf zu nehmen mich entschlossen. Der letzte Posten auf der linken Seite unsrer Gleichung lautet dann:

$$\frac{0{,}015}{7\cdot 2} = 0{,}001071$$

und die ganze Gleichung nimmt die Form an:

$$2{,}2\,h^3 - \tfrac{5}{3}\,h^2 + 0{,}001071 = 0\,.$$

Die Lösung dieser Gleichung dritten Grades innerhalb der für unsre Zwecke in Betracht kommenden Genauigkeit ergibt

$$h = 0{,}034\ \text{cm}$$

(denn sie wird durch Einsetzen dieses Wertes besser befriedigt als wenn wir $h = 0{,}033$ oder $h = 0{,}035$ setzen würden).

Als Biegungswinkel bei Abschlußstellung haben wir dann

$$\varphi_a = \tau\,\varphi^\dagger = \frac{5}{3}\cdot 0{,}09\,\frac{l}{h} = 88°$$

und als Winkel bei der Initialstellung:

$$\varphi_i = \varphi_a - (\varphi_a - \varphi_i) = 88 - 40 = 48°$$

und als Drehmoment in der Abschlußstellung

$$m_a = \tau\,m^\dagger = \tfrac{5}{3}\cdot 8\cdot 10^5\,n\,b\,h^2 = 21560\ \text{cm g}.$$

Dabei beträgt die reziproke Weichheit

$$\frac{m}{\varphi} = \frac{m_a}{\varphi_a} = \frac{21560}{88} = 245\ \text{cm/g}.$$

Ich habe auch mit noch stärkerer Hochbeanspruchung von etwa $\tau = 2$ gute Erfahrung gemacht, indem ich statt 7 nur 5 Federblätter wählte und den Winkel bei Initialstellung auf etwa 60° brachte. In diesem Falle ist jedoch damit zu rechnen, daß die Feder beim erstmaligen Tragen ein wenig deformiert wird, eine geringe bleibende Streckung erfährt, was aber weiter nicht schadet (vgl. auch § 69). Dadurch, daß man auch diese stärker gebogene Feder statt aus 5 aus 6 oder 7 Blättern aufbaut, erzielt man entsprechend größere Kraft und kräftigere Wirkung. Man kann auch auf 4 oder gar 3 Blätter heruntergehen und durch noch stärkere initiale Biegung den Ausfall an Kraft wettmachen. Aber dann ist die Gefahr bleibender Verbiegung und wesentlicher Verminderung der Wirkung beträchtlich. Stets wird man bei solcher Variation der Abmessungen unsre obige den mechanischen Charakter des Apparates klarlegende Gleichung als Wegweiser benützen können.

Endlich bedarf noch die Tatsache einer Erklärung, daß wir beim Ausprobieren der benötigten Stärke der Federung bei diesem Apparat ein geringeres Drehmoment ausreichend finden als bei dem früher besprochenen Apparat mit dem Schultertraggurt. Dort fanden wir Drehmomente zwischen 25000 und 13000 cmg während der ersten beiden Abschnitte der Periode des Schwingens wirksam, hier kommen wir mit 12000 bis 15000 cmg aus (vgl. Fig. 230). Die Ursache ist vermutlich die, daß hier die Mitwirkung des Schuhwerks beim Anheben der Fußspitze eine größere Rolle spielt und mehr ausgibt als dort. Und zwar jedenfalls deshalb, weil der Apparat, indem er mittels seiner hinteren Latte den oberen Schuhrand nach hinten zieht und das Oberleder dadurch anspannt, das Formstreben des Schuhwerks verstärkt. Den Kontrollversuch, der darin bestehen würde, den Apparat ohne Benutzung des Schuhschafts anzubringen, habe ich allerdings nicht gemacht. Im übrigen sind messende Bestimmungen mit diesem Apparat schwieriger und weniger zuverlässig als mit dem andern. Bei jenem kann die Kraft der Federn am selben Apparat reguliert werden, hier muß jedesmal ein neuer Apparat von andrer Federstärke gegeben werden, wobei dann leicht auch die sonstigen Versuchsbedingungen sich ändern.

Anhang.

Richtlinien für den Bau von Lähmungsprothesen.

Zusammenfassende Überschau über die zweite (klinisch-technische) Hälfte dieses Werkes[1]).

1. Der Krieg hat viele Menschen auf Arbeitsgebiete geführt, die ihnen bisher fernlagen; er hat mich in die Orthopädie geworfen. Aber trotz einer dreijährigen Bemühung um die Probleme der Lähmungsprothesen bin ich mir bewußt, daß meine autodidaktischen Studien auf diesem Spezialgebiet nicht hingereicht haben, mich zum Orthopäden zu machen. Wenn ich trotzdem jetzt in orthopädischen Fragen das Wort ergreife, so geschieht es mit all der Bescheidenheit und Zurückhaltung, welche dem Neuling und Außenseiter zukommt, der zu Fachleuten spricht. Andrerseits ist es gerade diese Eigenschaft, aus welcher heraus mir Anlaß und wie ich glaube auch Berechtigung zu diesem meinem Spruch erwächst. Denn der Außenseiter bringt aus den andern Gebieten, auf welchen er sich bis dahin betätigt hat, vielfach Begriffe und Anschauungen mit, welche dem berufenen Fachvertreter weniger vertraut sind, und auf Grund derselben kommen ihm Fragen, Zweifel und kritische Bedenken, welche dem im Fach Aufgewachsenen fernbleiben. Die Fragen können zu neuen Antworten, die Zweifel zu neuen Lösungsversuchen führen. So habe auch ich mir im Laufe meiner Arbeit auf dem Gebiet der Lähmungsprothesen eine Reihe von Grundsätzen und allgemeinen Betrachtungsweisen zurechtgemacht, welche ich von anderer Seite noch nicht ausgesprochen fand. Die wesentlichsten davon möchte ich hier nochmals zusammenfassend darstellen. Leider war die Zahl der Patienten, an welchen ich meine Grundsätze zu erproben Gelegenheit hatte, recht beschränkt, und nur vereinzelt konnte ich über die Bewährung der verabfolgten Prothesen in längerem Gebrauch Erfahrungen sammeln. Trotzdem sehe ich mich genötigt, meine Arbeit jetzt abzuschließen und hinauszusenden in der Hoffnung, daß andere, welche unter günstigeren Bedingungen zu wirken in der Lage sind, das Fehlende ergänzen werden.

2. Voraussetzung jeder erfolgreichen Behandlung der peripheren Lähmungen ist eine genaue neurologische Diagnose. Wo sie fehlt, besteht Gefahr, daß psychogene und somatogene Lähmungen, die doch einer ganz verschiedenen Behandlung bedürfen, über einen Kamm geschoren werden und daß Prothesen verschrieben werden, ohne Rücksicht auf den voraussichtlichen Verlauf des Falles und auf die Wahrscheinlichkeit oder Unwahrscheinlichkeit einer Rückkehr der normalen Innervation, die doch für die Frage, ob und welche Apparatenhilfe gegeben werden soll, von größter Wichtigkeit ist. Der Arzt sollte sich niemals damit begnügen, einen Mangel in der willkürlichen Bewegungsfähigkeit des Patienten festzustellen, um ihm eine diesen Mangel bekämpfende Prothese zu verordnen. Vielmehr sollte der mit der Behandlung von Lähmungen nach Nerven-

[1]) Diese Übersicht ist zugleich als Selbstanzeige gedacht.

verletzungen sich befassende Orthopäde zunächst Neurologe sein und der elektrische Untersuchungsapparat zu seinem unentbehrlichen Rüstzeug gehören. Wie ein Blick in die Literatur zeigt, fehlt es hier noch vielfach. Führende Orthopäden allerdings sind sich dieser Notwendigkeit der neurologischen Vertiefung längst bewußt, und einzelne — ich brauche nur den Namen STOFFEL zu nennen — haben bereits die Neurologie durch eigene hervorragende Leistungen bereichert.

3. Noch wichtiger als die Neurologie aber ist für den Konstrukteur von Lähmungsprothesen die Gliedermechanik, wie wir sie in der ersten Hälfte dieses Werkes kennen gelernt haben. Über die Funktion der Gelenke, besonders aber über die Arbeitsweise der einzelnen Muskeln und das Zusammenwirken sämtlicher am gleichen Gelenk angreifender Muskeln muß er sich Rechenschaft geben, in ihr verwickeltes Zusammenspiel sich liebevoll vertiefen. Doch genügt es nicht, daß er dieses Zusammenspiel nur am Gesunden beobachtet, er muß es vor allem auch am Gelähmten studieren. Denn die Gliedermechanik des Gelähmten ist keineswegs von der des Gesunden nur dadurch verschieden, daß in ihr eine Anzahl von Bewegungsmöglichkeiten fehlen. Sie ist nicht einfach ein Ausschnitt aus der volleren Bewegungsmechanik des Gesunden; der Unterschied der beiden ist nicht nur ein quantitativer, sondern ein qualitativer: der Gelähmte bewegt und benützt seine Glieder anders als der Gesunde, indem er an Stelle der ihm fehlenden Bewegungsmöglichkeiten Ersatzbewegungen zu Hilfe nimmt.

Der Radialisgelähmte beispielsweise vermag nicht in der Weise wie der Gesunde die Finger zum Greifen zu öffnen, da ihm die Streckfähigkeit der Fingergrundgelenke fehlt. Wenn er aber das Handgelenk stark beugt, so daß die passive Insuffizienz der gelähmten Fingerstreckmuskeln sich geltend macht und die Grundgelenke streckt, so öffnen sich seine Finger zu einer für die gewöhnlichen Verrichtungen ausreichenden Greifweite. Nun ist die Hilfe, welche die Orthopädie dem Gelähmten zu bringen vermag, bei allen schweren Lähmungen, und so auch bei der besonders wichtigen typischen Radialislähmung, leider nur eine recht beschränkte und keineswegs imstande, ihm alles, was er verloren hat, wiederzugeben. Um so peinlicher muß daher der Orthopäde sich davor hüten, daß er von dem, was dem Gelähmten noch verblieben ist, ihm etwas Wesentliches wegnimmt.

4. Das Hauptbestreben bei der bisherigen orthopädischen Behandlung der Radialislähmung war darauf gerichtet, das vor allem in die Augen fallende Symptom der hängenden Hand zu beseitigen und das Gelenk in die für den Gesunden gewöhnliche und meist benutzte gerade oder leicht überstreckte Haltung zu bringen, die man zugleich als Vorbedingung für einen kraftvollen Faustschluß erkannt hatte. Nebenbei bemühte man sich wohl auch, dem Gelenk noch eine gewisse Beweglichkeit, besonders etwas Beugefähigkeit zu erhalten; doch galt das vielfach als Nebensache oder wurde sogar ausdrücklich als überflüssig bezeichnet: „Das Handgelenk ist nicht nötig", sagt ein Konstrukteur eines hierhergehörigen Apparates, und der gleichen Ansicht sind jene Orthopäden, welche durch Sehnenverpflanzung nach FRANKE unter Feststellung des Handgelenks in Überstreckung die Radialislähmung „heilen".

Hier liegt ein doppelter Irrtum vor und ein Verkennen sowohl der normalphysiologischen als auch der pathologisch-physiologischen Bewegungsmechanik des Handgelenks. Denn schon für den Gesunden ist die allseitige Beweglichkeit des Handgelenks von größter Wichtigkeit; auf ihr beruht die Geschicklichkeit der Hand, und diese ist wertvoller als große, grobe Kraft. Für den Radialisgelähmten aber ist die ausgiebige Beugung außerdem noch, wie eben schon erwähnt, die Vorbedingung seiner besonderen Art zu greifen. Dadurch, daß der Apparat

oder die besagte Operation ihm dieses raubt, entsteht nun die Notwendigkeit, dem Handgelenksapparat weitere die Finger streckende Mechanismen hinzuzufügen oder, falls auf operativem Wege vorgegangen wird, durch Sehnenverpflanzung auch für Streckung der Fingergrundgelenke zu sorgen. Aber die so gewonnene neue Greiffähigkeit ist im allgemeinen nicht vollkommener als jene, welche der Gelähmte schon besaß und die ihm die orthopädische Behandlung erst genommen hat; dazu kommt der große Verlust der Bewegungsfähigkeit des Handgelenks, der durch den Gewinn an grober Kraft des Faustschlusses nicht ausgeglichen wird, da eine im Handgelenk unbewegliche Faust sehr wenig brauchbar ist.

5. Der Patient, welchem ein solcher Apparat gegeben wurde, ist also in seiner Arbeitsfähigkeit nicht gebessert, vielfach sogar im Gegenteil verschlechtert. Er gibt es auf, die Hand überhaupt noch zu andern als ganz nebensächlichen Verrichtungen zu benützen oder aber, wenn sein Tätigkeitstrieb und sein eigenes Nachdenken sich nicht unterdrücken läßt, findet er mit der Zeit heraus, daß der Apparat ihn bei der Arbeit mehr hindert als fördert, und legt ihn dann jedesmal ab, wenn er zu arbeiten anfängt, bis er ihn schließlich überhaupt nicht mehr anzieht und zum alten Eisen wirft.

Um solche unerfreulichen Endergebnisse zu vermeiden, muß der Arzt über die Muskelmechanik des Gelähmten und die Änderungen, welche die Prothese, die er verordnen will, in dieser bewirkt, sich genaue Rechenschaft geben. Er muß die Vorteile, welche sie dem Patienten bringt, auf der einen Seite gegen die Behinderungen, welche sie setzt, auf der andern Seite abwägen, ein Gewinn- und Verlustkonto aufstellen und so zu einer Bilanz der Prothese gelangen. Dies Verfahren erst wird ihn befähigen, den Wert einer Prothese zu beurteilen, die Frage zu entscheiden, ob eine solche und welche gegeben werden soll und wie, wenn keine der vorhandenen ausreicht, eine neue zu konstruieren ist.

6. Als selbstverständlich haben wir hierbei vorausgesetzt, daß dies die Hauptaufgabe der Lähmungsprothese ist, dem gelähmten Glied wieder zu möglichst weitgehender Gebrauchsfähigkeit, dem Patienten zu tunlichster Arbeitstüchtigkeit zu verhelfen. Dieser Leitsatz ist aber keineswegs allgemein anerkannt. Es werden noch vielfach Lähmungsprothesen verwendet, welche lediglich dem Zweck dienen, die extreme Lage und unschöne Haltung, in welche das gelähmte Glied, sich selbst überlassen, zu verfallen pflegt — man denke an die hängende Hand des Radialisgelähmten — zu beseitigen und so den körperlichen Fehler des Patienten vor der Mitwelt zu verbergen (ästhetische Prothese) und etwaige durch solche abnorme Haltung bedingte sekundäre Schädigungen, insbesondere Kontrakturen, hintanzuhalten (Vorbeugungsprothese). Demgegenüber scheint mir die Wiederherstellung einer möglichst weitgehenden Leistungsfähigkeit und Arbeitsmöglichkeit die Hauptaufgabe der Prothese, ja ihre einzige wahre Aufgabe, denn wenn wir sie wirklich lösen, so sind auch die andern Indikationen von selbst miterfüllt.

Freilich ist eine solche Leistungs- oder Arbeitsprothese im allgemeinen komplizierter, teurer, schwerer als eine, welche nur jene andern niedriger gesteckten Aufgaben erfüllt. Bei jener genügt ein starrer Apparat, bei dieser wird meist ein in sich beweglicher Apparat, der die Drehungen des Gelenks mitmacht, nötig sein.

7. Dem beweglichen Apparat hauchen wir dadurch eigenes Leben ein, daß wir in ihm einen elastischen Zug anbringen, welcher den Zug, den früher der jetzt gelähmte Muskel ausübte, ersetzt. Dieser künstliche Muskel bewegt dann das Gelenk in dem Sinne, in welchem es früher der natürliche Muskel tat. Innerviert

der Patient die, wie wir annehmen, noch funktionstüchtig verbliebenen Antagonisten in passender Stärke, so überwindet er den Zug des künstlichen Muskels und bewegt das Glied nach der entgegengesetzten Richtung; der Patient vermag also wiederum das Glied willkürlich hin und her zu bewegen und in jede gewünschte Stellung zu bringen.

Freilich ist diese neue Bewegungsfähigkeit, verglichen mit der alten, nur eine unvollkommene. Denn unser künstlicher Muskel, mag er nun aus einem elastischen Gummiband oder einer stählernen Sprungfeder gebildet sein, übt bei einer bestimmten Gelenkstellung immer nur einen einzigen ganz bestimmten Zug aus; seinen natürlichen Muskel dagegen konnte der Patient in jeder Stellung nach Belieben stark oder schwach oder gar nicht anspannen. Eben deshalb hat es auch keinen Zweck, wenn mehrere das gleiche Gelenk versorgende Muskeln gleichzeitig gelähmt sind, jeden einzelnen durch eine eigene Sprungfeder zu ersetzen. Die Kräfte der verschiedenen Federn würden sich doch nur zu einer einzigen Resultante addieren, welche für eine bestimmte Gelenkstellung immer ein und dieselbe bleiben würde. Unser Ersatzmuskel ist also nicht nur darum unvollkommen, weil er keine willkürliche Abstufung der Kraft gestattet, sondern auch deshalb, weil er viele Muskeln eines Gelenks durch einen einzigen ersetzt. Daraus ergibt sich weiter, daß von den vielen Bewegungsrichtungen, welche das gesunde Gelenk etwa besaß, nur ein Teil wieder gebrauchsfähig wird.

8. Allerdings nur soweit es sich um die aktive Begehung dieser Richtungen handelt. Denn die passive Beweglichkeit bleibt dem Gelenk auch in allen anderen Richtungen so erhalten, wie sie früher war, vorausgesetzt, daß unser Apparat sie ihm nicht raubt. Das aber soll unser Apparat möglichst vermeiden. Es ist nämlich eine großer Irrtum zu meinen, die bloß passiv betätigbaren Gelenkbewegungen seien für den Gelähmten wertlos, weil er sie nicht ausnützen könne. Dies ist unrichtig, denn es gibt für ihn eine Reihe von Ersatzbewegungsmöglichkeiten, vermöge deren das gelähmte Glied auch nach Richtungen, in denen kein ziehender Muskel, weder ein natürlicher noch ein künstlicher, zu Gebote steht, bewegt werden kann.

Zwei davon sind besonders wichtig. Erstens die passive Spannung mehrgelenkiger Muskeln, welche für den Gesamtspielraum der überzogenen Gelenke passiv insuffizient sind. Sie bewirkt auch beim Gesunden, daß, wenn wir das Handgelenk kräftig beugen, die geschlossenen Finger sich etwas öffnen; den Radialisgelähmten sehen wir dieser Aushilfe sich bedienen, um die nötige Greifweite seiner Finger herzustellen. Wir sehen ihn ferner mit vielerlei Werkzeug, Hobel, Säge, Schaufel umgehen, bei dessen Handhabung ein abwechselndes Beugen und Strecken des Handgelenks nötig ist, und beobachten, daß er die ihm fehlende aktive Streckung dadurch ersetzt, daß er das Werkzeug gegen die Hand andrängen und diese hochheben läßt oder die Hand gegen das Werkzeug drückt und dadurch umlegt.

Alle diese dem gelähmten Glied noch gebliebenen Fähigkeiten sind bei der Konstruktion der Prothese zu berücksichtigen, und diese ist so zu gestalten, daß sie zusammen mit den noch arbeitstüchtigen Muskeln dem Gliede ein Höchstmaß von Leistungsfähigkeit verleiht. Unser früherer Satz, daß die Prothese die gelähmten Muskeln ersetzen soll, ist also dahin zu präzisieren, daß sie die noch funktionierenden Muskeln zu einem möglichst brauchbaren Gesamtsystem ergänzen soll. Nicht die ausgefallenen, sondern die verbliebenen Muskeln sollen den Bau der Prothese bestimmen.

9. Dies gilt insbesondere von dem wichtigsten, aber auch schwierigsten Teil der Prothese, der Federung. Die Muskeln, an deren Stelle die Federn

treten, konnten ihre Kraft innerhalb weiter Grenzen willkürlich verändern. Einer Feder können wir, wie schon besprochen, nur eine einzige Stärke für jede Gelenkstellung geben. Wie ist diese zu bemessen? Antwort: groß genug, damit sie das Glied sicher und prompt bewegt, aber nicht so groß, daß sie den Antagonisten, wenn sie das Glied in entgegengesetztem Sinn drehen sollen und dazu die Kraft der Feder überwinden müssen, übermäßige Anstrengung zumutet.

Dabei ist folgendes besonders zu beachten. Je mehr wir eine Feder dehnen, um so stärker strebt sie in die Ausgangslage zurück. Je weiter der Antagonist sich zusammenzieht, um so stärkeren Widerstand wird er also zu überwinden haben, während doch seine Kraft, je mehr er sich verkürzt, um so geringer wird und es also erwünscht wäre, daß der zu überwindende Gegenzug kleiner statt größer würde oder zum mindesten nur unerheblich zunähme. Durch verschiedene besondere Vorkehrungen können wir in der Tat dieses Ziel erreichen und eine wohlausgeglichene Federung herstellen. Solche Wohlausgeglichenheit der Federung ist neben der möglichsten Unbehindertheit aller dem Gelenk von Natur gegebenen Bewegungen die wichtigste Anforderung, welche wir an unsern Apparat stellen müssen; ihre Erfüllung ließ bisher viel zu wünschen übrig.

10. Sodann sind noch eine Reihe weiterer Forderungen zu stellen, über welche, weil sie mehr oder weniger selbstverständlich sind, nicht viel gesagt zu werden braucht. Die Prothese soll möglichst einfach, solid, leicht, billig sein, nicht auffallen, nicht drücken, endlich das Glied nicht mehr als unbedingt nötig beengen. Auf die üblichen Walklederhülsen, welche das ganze Glied in einen engen Panzer einschließen und daher bei den Patienten wenig beliebt sind, habe ich fast ganz verzichtet. Endlich ist es erwünscht, daß die Prothese möglichst mit einem Griff und ohne fremde Hilfe an- und abgelegt werden könne.

Es ist leicht begreiflich, daß diese verschiedenartigen Anforderungen nur bis zu einem gewissen Grade gleichzeitig erfüllt werden können. Ein vielseitig beweglicher Apparat kann nicht so einfach, leicht und billig hergestellt werden wie ein wenig oder gar nicht beweglicher. Es gilt daher unter den verschiedenen einander widerstrebenden Anforderungen einen Ausgleich zu finden und Kompromisse zu schließen. Aber auch so werden wir nie zu einem besten Apparat gelangen, der in allen Fällen etwa von Radialislähmung das Ideal darstellt und daher ohne weiteres verschrieben werden kann, sobald die Diagnose gestellt ist. Vielmehr ist je nach der Lage des Falles, je nach dem Beruf und den Fähigkeiten des Patienten, je nach seiner sozialen Stellung und je nachdem ob das gelähmte Glied noch weitere Schädigungen erlitten hat oder im übrigen volltüchtig ist, bald die eine, bald die andere Anforderung wichtiger und vorzugsweise zu berücksichtigen. Das Ideal ist also, daß wir nicht einen, sondern eine Reihe, ein ganzes System bester Apparate für ein und dieselbe Lähmung zur Verfügung haben, von welchen der eine dieser, der andere jener Anforderung in besonderm Maße Rechnung trägt und unter welchen der Arzt den für den jeweilig vorliegenden Fall geeignetsten auswählt oder die geeignetsten, da wir dem gleichen Patienten unter Umständen für verschiedene Zwecke zwei verschiedene Apparate geben.

Bei dieser Auswahl wird den Arzt einerseits seine Kenntnis der in Frage kommenden Apparate und andererseits die genaue Erforschung der Eigenheiten des betreffenden Falles leiten. Ein endgültiges und sicheres Urteil aber wird er in den meisten Fällen doch nur dadurch gewinnen können, daß er den Patienten die verschiedenen in Betracht kommenden Modelle probieren läßt und beobachtet, wie sie sich bewähren. In dieser Beziehung — besonders was die Erprobung im Beruf anlangt — bleibt noch viel zu tun übrig.

11. Damit ist das Wichtigste, was vom Standpunkt des Arztes aus über die Lähmungsprothesen im allgemeinen zu sagen ist, erschöpft. Nunmehr muß der Techniker hervortreten, um die Anforderungen, welche der Arzt gestellt hat, in Stahl und Stoff zu erfüllen. Oder vielmehr der Arzt muß sich in den Techniker verwandeln. Denn weil die ärztlichen Wünsche von der Technik nur sehr teilweise verwirklicht werden können, lassen sich die beiden Gebiete nicht in der Weise reinlich scheiden, daß der Arzt seine Vorschriften gibt und der Techniker sie ausführt. Vielmehr müssen herüber und hinüber Kompromisse geschlossen werden, die technischen Leistungen sich nach den ärztlichen Forderungen richten und diese wieder dem technisch Erreichbaren sich anpassen. Eine ideale Lösung ist nur dann zu erwarten, wenn in einem einzigen Kopf, der die Forderungen und Erfüllungsmöglichkeiten gleichermaßen übersieht, Vor- und Nachteile der einzelnen denkbaren Lösungen gegeneinander abgewogen und zum Ausgleich gebracht werden. Ja schon die Aufgabe, das orthopädische Problem in technische Anforderungen umzusetzen und mechanisch zu formulieren, erfordert ein Umdenken aus der medizinischen in die technische Welt, ein Übersetzen aus der Sprache der einen in die andere, das nur der vermag, der beide einigermaßen beherrscht.

Der Arzt soll Techniker werden! Und zwar ein guter Techniker, denn die an seine Apparate gestellten Anforderungen sind so hoch, daß sie selbst bei bester Konstruktion nur teilweise erfüllt werden können. Ein guter Techniker muß vor allem auch das wissenschaftliche Rüstzeug seines Faches besitzen. Er darf sich nicht damit begnügen, die Abmessungen seiner Apparate nur auf gut Glück und „nach dem Gefühl" zu wählen, sondern muß gegebenenfalls die für eine richtige Dimensionierung erforderlichen physikalischen Überlegungen und Berechnungen durchführen oder wenigstens von andern Sachverständigen durchführen lassen. Er darf ganz allgemein gesprochen sich nicht auf die reine Empirie beschränken, sondern muß seine Aufgabe wissenschaftlich durchdringen. Den Unterschied zwischen beiden Denkweisen können wir ja wohl dahin definieren, daß der Empiriker jeweils nur den einzelnen Fall sieht und an ihm nach seiner augenblicklichen Eingebung herumprobiert, bis er eine ausreichende Lösung findet, während der Wissenschaftler, viele Fälle und Erfahrungen überblickend, aus ihnen allgemeine Gesetze und Verfahrensweisen ableitet und auch einen neuartigen Fall, eine noch nicht dagewesene Aufgabe dadurch, daß er sie in Teile zerlegt, die mit früheren Erfahrungen übereinstimmen, gedanklich meistert. Der vollkommenste Ausdruck allgemeinen Geschehens ist das mathematisch formulierte physikalische Gesetz. Aus ihm heraus entwirft der konstruierende Ingenieur seine Apparate, wer ohne sie arbeitet, ist nur ein probierender Handwerker.

Daß bei der Einteilung in diese beiden Rangstufen wir konstruierenden Ärzte nicht günstig abschneiden, brauche ich dem Kundigen nicht zu beweisen. Nur auf eine charakteristische Tatsache sei hingewiesen. Nicht nur habe ich in den üblichen Handbüchern der orthopädischen Technik vergeblich nach Vorschriften zur rechnerischen Dimensionierung der einzelnen Apparateteile gesucht — solche Vorschriften könnten dort deshalb fehlen, weil sie in den technischen Handbüchern zugänglich sind — aber ich habe auch jede Andeutung vermißt, daß der Autor selber die Elemente der wissenschaftlichen Konstruktionslehre kennt und zu kennen für nötig hält. Und noch einer andern Erfahrung, die mich erstaunte, sei hier gedacht. Wiederholt begegnete ich sowohl in der Literatur wie im Gespräch mit technisch interessierten Kollegen der Meinung, daß die stählernen Sprungfedern im Grund nicht haltbarer seien wie Gummizüge, da sie genau wie diese in kurzer Zeit schlapp werden oder zu brechen pflegen. Der Kenner ersieht

aus solchen Äußerungen nur das eine, daß die Betreffenden nicht verstehen, ihre Federn richtig zu dimensionieren.

12. Meine eigenen technischen Bemühungen waren zunächst darauf gerichtet, Überblick und wissenschaftliche Klarheit über das ganze Gebiet der Lähmungsprothesen dadurch zu gewinnen, daß ich die verschiedenen konstruktiven Grundideen, auf welchen unsere Apparate im ganzen und in ihren einzelnen Teilen bisher aufgebaut worden sind und künftig aufgebaut werden können, systematisch zusammenzustellen suchte. Aus dieser Zusammenschau habe ich bei meinen eigenen Konstruktionen wesentlichen Vorteil gezogen: das System von Radialisprothesen, zu welchem ich gelangt bin, ist dadurch entstanden, daß ich die Hauptkonstruktionsmöglichkeiten systematisch durchgearbeitet habe.

An dieser Stelle seien nur einige Beispiele der in dieser Überschau gewonnenen Erkenntnisse mitgeteilt. Zwei Hauptarten von Lähmungsprothesen sind zu unterscheiden: Zugbahnen, welche wie der natürliche Muskel an zwei Stellen des Skeletts festgemacht werden und wie er erst durch dieses eine bestimmte Form und Haltung bekommen, und Gerüstwerke, welche in sich eigene Form besitzen und an drei Stellen am Leib des Patienten sich anheften. Diese drei Angriffspunkte verteilen sich auf die beiden in dem gelähmten Gelenk zusammenstoßenden Leibesglieder entweder so, daß auf das proximale Glied zwei und das distale nur einer entfällt — dann sagen wir, der Apparat wird vom proximalen Glied getragen — oder so, daß die Verteilung auf die beiden Glieder umgekehrt ist — dann sagen wir, der Apparat ist distal getragen. Die Gerüstwerke können starr oder in sich beweglich sein. Die Bewegung der beiden gegeneinander drehbaren Teile des Gerüstwerks kann in echten oder in unechten Gelenken erfolgen. Von unechten Gelenken sprechen wir, wenn die die Drehung oder vielmehr Biegung der beiden Teile gegeneinander besorgende Feder gleichzeitig ihre bewegliche Verbindung herstellt, also als Gelenk dient. Die Achse des Apparatengelenks kann mit der Achse des anatomischen Gelenks zusammenfallen: physiologische Achsenlage, oder neben ihr liegen: unphysiologische Achsenlage.

Letztere Lage erfordert die besondere Aufmerksamkeit des Konstrukteurs. Denn bei ihr ist Drehung nur möglich, wenn gleichzeitig der Apparat sich am Leib verschiebt. Diese Verschiebung geht unter Reibung vonstatten; die Reibung kann so stark sein, daß sie die Bewegung hemmt oder zu ihrer Überwindung eine erhebliche Kraftleistung beansprucht, daher ermüdend wirkt und den benutzbaren Winkelausschlag des Gelenks stark vermindert. Es besteht nun aber die Möglichkeit, durch geeignete Vorkehrungen: Verschiebungskorrekturen, diesem Übelstand abzuhelfen und die hindernde Reibung zu beseitigen. Das Fehlen derartiger Korrekturen ist ein Hauptmangel vieler Lähmungsprothesen. Er entspringt aus dem Mangel an prinzipieller Erkenntnis dieser Sachlage.

13. Viel Mühe und Überlegung hat mich die Herstellung der Sprungfedern gekostet. Sie sind das Lebensprinzip unserer Apparate, von ihnen hängt in erster Linie die Leistung derselben ab. Jede neue Art von Feder eröffnet uns neue Konstruktionsmöglichkeiten und damit möglicherweise den Weg zu erweiterten Leistungen. In der übrigen Technik spielt die Frage der Federung im allgemeinen keine solche beherrschende Rolle, und deshalb ist es nicht verwunderlich, daß das, was sich hierüber in der technischen Literatur findet, soweit ich sie daraufhin durchzusehen in der Lage war, für unsre Zwecke nicht ausreicht. Ich sah mich deshalb veranlaßt, auf eigene Faust nach Federungen zu suchen, welche den orthopädischen Bedürfnissen besser genügten. Dreierlei Eigenschaften und Anforderungen gilt es hier miteinander zu vereinigen: Weichheit (Nachgiebigkeit), Festigkeit (hohe Beanspruchbarkeit), knappe Abmessungen (Kompendiosität).

Dazu kommt oft noch eine vierte Anforderung: Starrheit nach gewissen Richtungen, in welchen keine Formänderung stattfinden soll.

Verschiedene Mittel und Kunstgriffe haben sich als nützlich erwiesen, um diesen Forderungen genugzutun. Erstens die Feder so zu verwenden und zu justieren, daß sie stets in bereits stark gespanntem Zustand arbeitet; dann fällt die Spannungsänderung bei gleicher Längenänderung (gleichem Federungsweg) verhältnismäßig gering aus, und wir haben in Anbetracht der absoluten Höhe der Kraft bedeutende Weichheit (Prinzip der späten Federstrecke). Zweitens kann man bei Federn, welche aus Draht gewickelt werden, die Weichheit dadurch mehren, daß man die Zahl der Windungen möglichst groß macht und, um möglichst viele Windungen in engem Raum unterzubringen, die Windungen beim Wickeln aufeinanderpreßt. Man erhält dann „gestauchte Federn", welche erst, wenn der Zug eine bestimmte Mindestgröße erreicht hat, anfangen, sich auseinander zu ziehen. Drittens habe ich mit Vorteil altbekannte Federarten in anderer Weise als sonst üblich verwendet, so die Spiralfeder und die Schraubenfeder auf Biegung statt wie üblich nur auf Zug oder Drillung beansprucht, und endlich viertens auf neue Federn gesonnen, welche obige Anforderungen besonders gut zu erfüllen geeignet wären: Flachwickel-Blattfeder.

Mit den praktischen Bemühungen gingen auch hier die theoretischen Überlegungen Hand in Hand, und ich suchte über das ganze Gebiet der für die Lähmungsprothesen in Betracht kommenden Federn zu systematischer Klarheit zu gelangen und insbesondere die Federn so in Gruppen zu ordnen und jede Gruppe auf einfachste Urformen und Urbestandteile zurückzuführen, daß es gelang, die unendliche Menge der möglichen Federarten mittels weniger einfacher Formeln rechnerisch zu beherrschen. Auch diese Vorarbeit ist mir bei meinen eigenen Konstruktionen sehr zustatten gekommen.

14. Wenn die Theorie praktische Erfolge erzielen und die Materie beherrschen soll, darf sie nie den Zusammenhang mit der Wirklichkeit verlieren. Sie muß vielmehr an dieser sich immer aufs neue orientieren, sich der Übereinstimmung mit ihr und damit der Wahrheit ihrer Voraussetzungen und der Richtigkeit ihrer Schlußfolgerungen vergewissern. Das vornehmste Mittel hierzu ist das Experiment, dessen spezielle Abart in unserm Fall die technische Prüfung darstellt. Auf die Ausbildung zweckmäßiger Prüfungsverfahren wurde daher besondere Sorgfalt verwendet; sowohl das für die Federn verwendete Rohmaterial wie diese selbst und endlich die fertigen Apparate wurden methodisch geprüft. Erst wo Prüfung und Berechnung übereinstimmen, darf der Konstrukteur vertrauen, daß er auf sicherem Boden steht.

Daß zum Konstruieren Kenntnis des Materials und der Bearbeitungsmethoden, kurz Werkstättenerfahrung, gehört, ist selbstverständlich und heute, nachdem geniale Handwerker wie Hessing in der Orthopädie Großes geleistet haben, so allgemein anerkannt, daß ich dabei nicht zu verweilen brauche.

Zu allen den besprochenen Vorbedingungen konstruktiven Gelingens muß freilich noch das letzte und Beste hinzukommen: das technische Taktgefühl und die technische Intuition, die den glücklichen Einfall gibt und dort, wo Berechnung und Erfahrung zu Ende sind, weiterhilft und neue Wege weist. Denn die Technik ist, wie schon ihr Name sagt, eine Kunst und läßt sich ebensowenig in Wissenschaft auflösen wie durch Handwerksroutine ersetzen.

15. Ich habe im vorstehenden nur über die allgemeinen Gesichtspunkte und Anschauungen, die mich bei meiner Arbeit geleitet haben, berichtet, so wie sie im allgemeinen Teil der zweiten Hälfte dieses Werkes auseinandergesetzt werden und im speziellen Teil der Darstellung zugrunde gelegt sind. Einen ent-

sprechenden Auszug dieses speziellen Teils zu geben ist nicht gut möglich, da hier das Schwergewicht auf der Fülle der Einzelheiten liegt. Nur folgendes sei angedeutet. Der Reihe nach werden die verschiedenen für den Prothesenbauer besonders wichtigen Lähmungen besprochen: Lähmung des Nervus radialis, ulnaris, medianus, kombinierte Lähmung der beiden letztgenannten Nerven, Lähmung des Nervus peroneus und kombinierte Lähmung der Nervi peroneus und tibialis. Endlich wird als besonders charakteristisches Bild die Lähmung der kurzen Fingermuskeln abgehandelt. Diese beruht auf einem Ausfall der endständigen motorischen Äste der Nervi ulnaris und medianus, ist aber von der kompletten kombinierten Lähmung dieser beiden Nerven in ihrem Symptomenkomplex wesentlich verschieden, stellt außerdem der Therapie eigenartige Aufgaben, weshalb es sich rechtfertigt, sie als eigene Lähmungsform aufzustellen.

Für jede dieser Lähmungsformen werden sodann die motorischen Verhältnisse besprochen. Dabei finden die Ersatzbewegungsmöglichkeiten besondere Berücksichtigung, die Brauchbarkeit des Gliedes für die wichtigsten Verrichtungen wird untersucht und so die übliche klinische Schilderung der Motilität zu einer pathologischen Mechanik des Gliedes erweitert. Aus dieser ergeben sich dann unschwer die Anforderungen, welche an die Prothese zu stellen sind, die diese Mechanik verbessern soll. Die Besprechung der Prothesen, eigner und fremder, schließt sich an. Für die wichtigsten Lähmungen: Radialislähmung und Peroneuslähmung, ist es ein ganzes System sich gegenseitig ergänzender und jeweils verschiedenen Anzeigen vorzugsweise Rechnung tragender Apparate, das empfohlen wird.

Das System der Radialisprothesen ist dreifach untergeteilt, erstens nach den Gliedern und Gelenken, denen geholfen werden soll: Handgelenk oder Fingergrundgelenke oder Daumen, zweitens nach den technischen Prinzipien, welche zur Streckung der betreffenden Gelenke angewendet werden, wobei es sich besonders um die Art der Federung und um die Frage handelt, ob der Apparat vom distalen oder vom proximalen Glied getragen wird. Drittens bildet bei der Handgelenkstreckung die Gestaltung des die Hohlhand durchquerenden Stegs ein Problem für sich, das besonderer Überlegung bedarf und unabhängig von dem Bau des übrigen Apparates eine Reihe verschiedener Lösungen zuläßt. Die freieste Beweglichkeit und damit die beste Leistungsfähigkeit des gelähmten Handgelenks wird durch Prothesen erreicht, welche distal, d. h. auf der Hand als tragendem Glied statt, wie bisher allgemein üblich, proximal auf dem Vorderarm befestigt sind.

Für alle wichtigeren Prothesen wird die Berechnung der Federung mitgeteilt und über die jeweils gewählten Abmessungen derselben Rechenschaft gegeben. Um hierbei die zu stellenden gliedermechanischen Anforderungen zu bemessen, werden die Untersuchungen herangezogen, welche in der ersten Hälfte des Werkes über die die Hand und den Fuß des Menschen bewegenden Kräfte angestellt wurden.

Anhangsweise wird die Behandlung der Radialislähmung durch Sehnenverpflanzung erörtert mit dem Ergebnis, daß die neuerdings so laut als „Heilung" der Radialislähmung gepriesene Frankesche Operation abzulehnen ist.

Literatur.

I. Allgemeiner Teil. (§ 61 bis 71.)

Veröffentlichungen, welche sowohl im allgemeinen wie im speziellen Teil angezogen sind, finden sich z. T. nur einmal, und zwar hier aufgeführt.

O. Ansinn, Faszien-Implantation bei Radialis- und Peroneuslähmung. Beitr. z. klin. Chir. **105**, 587. 1917.

C. Bach, Die Maschinen-Elemente, 10. Aufl. 1908.

— Elastizität und Festigkeit, 6. Aufl. 1911.

J. Bauschinger, Mitteilungen aus d. mechan.-technischen Labor. d. k. techn. Hochschule in München. 13. Heft, 1886, Mitteil. XV: Über die Veränderung der Elastizitätsgrenze usw.

R. Fick, Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke, II. Teil 1910, III. Teil 1911 (zugleich Bd. 2, I, 2 und 3 des Handbuchs der Anatomie des Menschen, herausgeg. v. K. von Bardeleben).

G. B. Duchenne (de Boulogne), De l'électrisation localisée, 3. éd. Paris 1872.

H. Gocht, Orthopädische Technik (I. Band der deutschen Orthopädie), 1917.

F. W. Grohmann, Über die Arbeitsleistung der am Ellenbogen wirkenden Muskeln, Arch. f. Anat. u. Phys., anat. Abt. 1902, S. 315.

Hasebroek, Bandagenbehandlung der Radialis- u. Peroneuslähmung. Archiv f. Orthop. **14**, 220. 1916.

M. Herz, Lehrbuch der Heilgymnastik, 1903.

L. Heusner, Orthop. Verbände u. Apparate in Joachimsthals Handbuch der Orthopädie.

Hoffa, Orthop. Chirurgie. 4. Aufl. 1902.

— und Blencke, Orthopädische Literatur, 1905.

„Hütte", Des Ingenieurs Taschenbuch, 22. Aufl. 1915, Bd. I.

Joachimsthal, Handbuch d. orthop. Chirurgie, Bd. I: L. Heusner, Orthop. Verbände u. Apparate, 1905—07.

A. Köhler, Radialisstütze und Peroneusschuh. Deutsche Zeitschr. f. Chir. **137**, 313. 1916.

F. Kohlrausch, Lehrbuch der praktischen Physik, 11. Aufl. 1910.

F. Kramer, Periphere Motilitätsstörungen, im Handbuch der Neurologie, herausgeg. von M. Lewandowsky, Bd. I, 2, 544, 1910.

Létiévant, Traité des sections nerveuses, Paris 1873.

Lewandowsky siehe Kramer.

Neumeister, Gelenkmobilisationsschienen nach Dr. Schede. Mediz. Klinik 1916, Nr. 44.

Oppenheim, Lehrbuch der Nervenkrankheiten, 6. Aufl. 1913.

Rigal (de Gaillat), Revendication de l'orthopédie physiologique, fondée sur la création de muscles factices en caoutchouc. Bull. gén. de thérapeutique, **58**, 187. 1860.

A. Schanz, Handbuch der orthop. Technik, 1908.

Schedes Gelenkmobilisationsschienen, siehe Neumeister.

Volkmann, Orthopädische Chirurgie (II. Band, 2. Lief. des Handbuchs der Chirurgie), 1872.

II. Radialislähmung. (§ 72 bis 99).

Beckmann, Handstütze für Radialislähmung. Deutsche Zeitschr. f. Chir. **137**, 466. 1916.

Biesalski, Die Kunstglieder der Versuchs- u. Lehrwerkstätte des Oskar-Helene-Heims. Zeitschr. f. orthop. Chirurg. **37**, 269. 1917.

Bogatsch siehe G. Müller.

Bunge siehe Commer.

Firma Collin, Paris, Catalogue 1908, Fig. 1826.
Firma Jean Commer, Bonn, Extensionsmanschette gegen Radialislähmung nach Prof. Dr. Bunge, Bonn.
H. Degenhardt, Eine Schiene bei Radialislähmung. Deutsche med. Wochenschr. 1916, S. 1386, Nr. 45.
Delacroix, Bulletin de la faculté de médecine de Paris 1813, Nr. IX, p. 460: extrait d'un rapport par Thillaye et Hallé sur un moyen mécanique employé par M. Delacroix pour suppléer à l'action des muscles extenseurs etc.
Dörr, Arbeitsbehelfe und Radialisschienen für handverstümmelte Landwirte. Münch. med. Wochenschr. 1918, S. 767.
G. B. Duchenne (de Boulogne), De l'électrisation localisée, 3. éd. 1872.
H. Engel, Eine neue Radialisschiene für mittelschwere Arbeiten in der Werkstatt. Deutsche med. Wochenschr. 1917, S. 1363, Nr. 43.
G. Engelmann, Hebelschienen. Wiener klin. Wochenschr. 1916, Nr. 3.
Flakesche Radialisschiene siehe Laqueur.
Haases Stütze bei Radialislähmung, siehe Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle f. Ersatzglieder.
Firma Georg Haertel, Breslau und Berlin. Modifizierte Heussnersche Serpentinschiene.
Hagemann siehe Holzhauer.
K. Hasebroek, Zur Bandagenbehandlung der Radialis- u. Peroneuslähmung. Archiv f. Orthop. **14**, 220. 1916.
L. Heusner, Stützapparate bei Lähmung d. Nervus radialis. Verhandl. d. Ges. deutscher Naturf. u. Ärzte **64**, 261. 1891.
A. Heymann, Apparate zur Kriegsorthopädie. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 1447.
H. Hildebrand, Ein neuer Stützapparat bei Radialislähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 372.
— Stützapparate bei Radialis- und Peroneuslähmungen. Zeitschr. f. orthop. Chir. **37**, 801. 1917.
Hohmann, Bericht über die Hauptversammlung der Prüfstelle f. Ersatzglieder. Münch. med. Wochenschr. 1918, S. 193.
Firma Wilhelm Holzhauer, Marburg a. L. Apparat zur Hebung der Radialislähmung nach Dr. Hagemann.
Dr. Hudson's extension apparatus, zitiert von Lewis A. Sayre S. 468.
Kirchbergs Radialis-Handschuh, siehe Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder.
A. Köhler, Radialisstütze und Peroneusschuh. Deutsche Zeitschr. f. Chir. **137**, 313. 1916.
F. König, Stützapparat für Radialis- und andere Lähmungen und Kontrakturen. Münch. med. Wochenschr. 1917, S. 1528.
B. Lange, Künstliche Glieder und Prothesen. Straßburger med. Zeitung, 1915, S. 203.
— Erfahrungen über Prothesen und Konstruktionsfragen. Radialisschiene. Zeitschr. f. orthop. Chir. **37**, 279. 1917.
Langemak, Eine einfache Handstützschiene. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 1628.
A. Laqueur, Zur Mechanotherapie bei Verletzungen der oberen Extremität. Zeitschr. f. physik. u. diätet. Therapie, **20**, 1916, Fig. 6.
Lengfellner, Stütze bei Radialislähmung, s. Merkblatt Nr. 17 d. Prüfstelle f. Ersatzglieder.
Mathieu siehe Streisguth.
von Lorentz, Nervenverletzungen u. deren Behandlung. Beitr. z. klin. Chir. **100**, 248. 1916.
Medizinisches Warenhaus, A.-G. Berlin NW 6, Apparat gegen Hängehand nach Mosberg.
Merkblatt der Prüfstelle für Ersatzglieder Nr. 17, 1918: Stützen bei Radialislähmung.
Möhring, Eine Stützschiene bei Radialis- und anderen Fingerlähmungen. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 848.
Mosberg, Eine einfache Radialisschiene. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 848.
G. Müller, Zur Behandlung peripherer Lähmungen, Tagung d. deutschen orthop. Ges., Zeitschr. f. orthop. Chir. **36**, 376. 1917.
E. Münch, Eine neue Stützschiene f. Radialislähmung. Deutsche med. Wochenschr. 1918, S. 159.
Muskat, Hilfsmittel bei Radialislähmungen. Archiv f. Orthop., Mechanother. u. Unfallchir. **14**, 223. 1916.
Firma C. Nicolai, Hannover, Stützschiene für Radialislähmung.

Port, Bandage für Radialislähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1282.
Prüfstelle für Ersatzglieder siehe Radike.
R. Radike, Handstützen bei Radialislähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1440.
— G. Schlesinger und C. Volk, Stützen bei Radialislähmungen. Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder, 1918. Abgedruckt in: Ersatzglieder und Arbeitshilfe für Kriegsbeschädigte und Unfallverletzte, herausgeg. durch M. Borchardt u. a., 1919.
Reiss' Stütze bei Radialislähmung, siehe Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder.
Reye, Stützapparat für Radialisgelähmte nach der Nervennaht. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 684.
A. Saxl, Federstreckapparat für Hand und Finger bei Radialislähmung. Wiener klin. Wochenschr. 1915, S. 1163.
Lewis A. Sayre, Orthopedic surgery und diseases of the joints. London 1876.
E. F. Schmid, Radialisschiene. Deutsche med. Wochenschr. 1918, S. 1429.
Spiegel, Radialisschiene und Peroneusschuh. Medizin. Klinik 1916, S. 1001.
H. Spitzy, Hebeapparat für Hand u. Finger bei Radialislähmung. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 203. Siehe auch Stracker.
F. Staffel, Eine einfache Radialis-Schiene. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1574.
O. Stracker, Die orthopäd. Behelfe des Wiener kriegsorthop. Spitals (Chefarzt Spitzy). Beitr. z. klin. Chir. **103**, 653. 1916.
Firma C. & E. Streisguth, Straßburg, Katalog Nr. 4881: Apparat von Mathieu zur Streckung der Fingergelenke.
A. Soulié, Sur les rapports des plis cutanés avec les interlignes articulaires etc. Journal de l'anatom. et de la physiologie. **37**, 601. 1901.
Firma George Tiemann & Co., New-York, Katalog Nr. 4208: Glove for paralysis.
C. Volk siehe Radike.
O. Vulpius, Kriegsorthopädisches. Deutsche med. Wochenschr. 1915, Nr. 27—30.
B. Zmigród, Ein neuer Dauer-Handstützapparat bei Radialislähmung. Wiener klin. Wochenschr. 1917, S. 1313.
Zuelzers Radialis-Handschuh, siehe Merkblatt Nr. 17 der Prüfstelle für Ersatzglieder.

III. Sehnenverpflanzung bei Radialislähmung. (§ 100 bis 102.)

O. Ansinn, Faszien-Implantation bei Radialis- und Peroneuslähmung. Beitr. z. klin. Chir. **105**, 587. 1917.
G. Axhausen, Zur operativen Behandlung der irreparablen Radialislähmung. Berlin. klin. Wochenschr. 1916, S. 158.
Baisch, Sehnentransplantation wegen kompletter irreparabler Radialislähmung. Naturh.-med. Verein. Heidelberg, Münch. med. Wochenschr. 1918, S. 689.
K. Biesalski und L. Mayer, Die physiologische Sehnenverpflanzung, 1916.
Egloff, Zur Frage der operativen Behandlung der Radialislähmung. Münch. med. Wochenschrift 1916, S. 626.
G. Fischer, Über Nachbehandlung von Kriegsverletzungen besonders durch Sehnenplastik. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 1770.
F. Franke, Die operative Behandlung der Radialislähmung usw. Archiv f. klin. Chirurgie **57**, 763. 1898.
A. Gessner, Sehnenplastik bei vollständiger Radialislähmung des Unterarms. Deutsche med. Wochenschr. 1916, S. 465.
— u. K. Riedel, Die Sehnenplastik bei Radialislähmung. Münch. med. Wochenschr. 1917, S. 817.
H. Gocht, Beitrag zur Lehre von der Sehnenplastik (aus der A. Hoffaschen Privatklinik). Zeitschr. f. orthop. Chir. **7**, 54. 1900 (vgl. besonders Fall 15. 5. 88).
B. Gönczy von Biste, Heilung eines Falles von totaler Radialislähmung durch Sehnenplastik. Centralbl. f. Chir. 1901, S. 475.
H. M. W. Gray, Transplantation of tendon for musculo-spiral paralysis. Lancet 1904, S. 1419.
A. Hammesfahr, Die Ausnützung der Pronationsbewegung und ihre Übertragung auf die gelähmten Fingerstrecker bei Radialislähmung. Zentralbl. f. Chir. **43**, 914. 1916.

A. Hoffa siehe Gocht.
Hohmann, Bericht über die Hauptversammlung der Prüfstelle für Ersatzglieder. Münch. med. Wochenschr. 1918, S. 193.
F. Lange, Die Sehnenverpflanzung. Ergebnisse der Chir. u. Orthop. **2**, 1. 1911.
K. Lengfellner, Die Behandlung der N.-radialis-Lähmung. Münch. med. Wochenschr. 1917, S. 633.
Ernst Müller, Zur Behandlung der Radialislähmung. Beiträge z. klin. Chir. **98**, 283. 1916
— (Kriegsärztl. Abend Stuttgart 4. Nov. 1915). Deutsche med. Wochenschr. 1916, S. 29.
— Fasciodese d. Handgelenks b. Radialislähmung. Zeitschr. f. orthop. Chir. **36**, 375. 1917.
O. Orth, Sehnenplastik bei Nervenlähmungen. Medizin. Klinik 1917, S. 1292.
G. Perthes, Über Sehnenoperationen bei irreparabler Radialislähmung usw. Bruns Beiträge zur klin. Chir. **113**, 289. 1918.
Port, Muskelverpflanzung bei Radialislähmung. Ärztl. Verein Nürnberg. Münch. med. Wochenschr. 1918, S. 919.
Quetsch, Ein operatives Verfahren b. Radialislähmung. Münch. med. Wochenschr. 1918. S. 651.
A. Schanz, Erfahrungen mit Sehnen- und Muskeltransplantationen. Zeitschr. f. orthop. Chir. **12**, 48. 1904; vgl. auch Scheffler.
E. Scheffler, Ein Fall traumatischer Radialislähmung durch Sehnenüberpflanzung geheilt (Orthop. Heilanstalt des Dr. A. Schanz, Dresden). Monatsschr. f. Unfallheilkunde 1903, S. 21.
H. Schreiegg, Zur Frage der operativen Behandlung der Radialislähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1370.
A. Stoffel siehe Vulpius und Hohmanns Bericht.
Sudeck, Behandlung der nicht geheilten Radialislähmung durch Sehnenplastik. Deutsche med. Wochenschr. 1916, S. 617.
O. Vulpius, Die Sehnenüberpflanzung, 1902.
— Was hat der Krieg hinsichtlich der Orthopädie Neues gelehrt? Deutsche militärärztl. Zeitschr. **47**, 259. 1918.
— und A. Stoffel, Orthopädische Operationslehre, 1911/13.
H. Weitz, Zur Behandlung der Radialislähmung. Deutsche med. Wochenschr. 1916, S. 1351.

IV. Ulnaris- und Medianuslähmung. (§ 103 bis 115.)

G. B. Duchenne (de Boulogne), De l'électrisation localisée, 3. éd. Paris 1872.
Ph. Erlacher, Eine Spange zur Beseitigung der Krallenhand bei Ulnarislähmung. Zentralblatt f. Chir. 1916, S. 13.
Grund, Stützschiene bei Ulnarislähmung. Verein der Ärzte in Halle. Münch. med. Wochenschr. 1917, S. 1113.
E. Kröber, Eine Faustschlußmanschette, anzuwenden bei Lähmung oder Parese der Fingerbeuger. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1778.
L. Luft, Eine Schiene zur Verhütung und Behandlung der Interosseuslähmungen. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 698.
Port, Eine Ulnarisbandage. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1506.
R. Radike, Apparatenbehandlung der Pseudarthrosen und Lähmungen in: Ersatzglieder u. Arbeitshilfen f. Kriegsbeschädigte u. Unfallverletzte, herausgeg. d. M. Borchardt u. a., 1919.
E. F. Schmid, Apparat zur Bildung einer Spitzgreifhand durch Ausnutzung der Handgelenksbewegungen. Zentralbl. f. Chir. **45**, 513. 1918.

V. Peroneuslähmung. (§ 116 bis 125.)

F. Bähr, Stützapparat bei Peroneuslähmungen. Deutsche med. Wochenschr. 1916, S. 848.
v. Baeyer, Vorrichtung am Stiefel für Peroneuslähmung. Handwerkstechnische Rundschau, Beilage zur Badischen Gewerbe- und Handwerkerzeitung, 1917, S. 47.
R. Barwell, On the cure of clubfoot without cutting tendons London 1863, zitiert nach Hoffa und Blencke.
Batsch, (Ergänzende Bemerkungen z. Arbeit v. Nieny.) Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 481.

K. Biesalski, Kriegskrüppelfürsorge, 1915.
— Zentralblatt f. Chir. u. mechan. Orthop. **8**, 57. 1914.
— Die Kunstglieder der Versuchs- u. Lehrwerkstätte des Oskar-Helene-Heims. Zeitschr. f. orthop. Chir. **37**, 273. 1917.
Busch siehe Eschbaum.
Delacroix siehe Gerdy.
G. B. Duchenne (de Boulogne), De l'électrisation localisée, 3. éd. 1872.
Ehebald, Eine neue Peroneusfeder. Deutsche med. Wochenschr. 1918, S. 839.
Firma F. A. Eschbaum, Bonn, Katalog 1904, Fig. 5887 (Busch's Schienenschuh).
Fleischhauer, Behandlung der Peroneuslähmung. Berlin. klin. Wochenschr. 1915, S. 792.
Frensdorf, Über Peroneuslähmungen. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 734.
Gaugele, Bandage für Lähmungsspitzfuß. Deutsche med. Wochenschr. 1915, S. 1274.
P. N. Gerdy, Traité des bandages, 2. éd., Paris 1837, p. 495: Bottine de Delacroix (Auch deutsch: Chirurg. Verbandslehre, Weimar 1828).
H. Gocht, Orthopädische Technik, 2. Aufl. (Deutsche Orthopädie 1. Bd.) 1917.
A. Goldscheider u. P. Jacob, Handbuch d. physik. Therapie Bd. II 2, 1902, S. 452.
S. Goldschmidt, Die chirurgische Mechanik, Berlin 1863.
K. Hasebroek, Zur Bandagenbehandlung der Radialis- und Peroneuslähmung. Archiv f. Orthop. **14**, 1916. 220.
Heidenhain siehe Hoffa, Orthop. Chirurgie, 4. Aufl. 1902, S. 127.
W. Heineke, Compendium d. chir. Operations- u. Verbandslehre. 3. Aufl. 1890, S. 839.
A. Heymann, Apparate zur Kriegsorthopädie. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 1205.
H. Hildebrand, Über Stützapparate bei Radialis- und Peroneuslähmungen. Zeitschr. f. orthop. Chir. **37**, 801. 1907.
H. Horwitz, Zur Peroneuslähmung. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 1237.
M. Jerusalem, Bandage für paralytischen Spitzfuß. Wiener klin. Wochenschr. 1915, S. 566.
A. Köhler, Radialisstütze und Peroneusschuh. Deutsche Zeitschr. f. Chir. **137**, 313. 1916.
Krukenbergs Peroneusschuh siehe Gocht S. 90.
Kübel, Stützapparate bei Peroneuslähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1142.
F. Langes Schienenschuh siehe Schede.
von Lorentz, Nervenverletzungen und deren Behandlung. Beitr. z. klin. Chir. **100**, 248. 1916.
Machol, Eine einfache Peroneusschiene. Melsunger mediz.-pharmazeut. Mitteil. 1917, S. 49.
— Schienen bei Peroneuslähmung. Zentralbl. f. Chir. 1918, S. 289.
Medizinisches Warenhaus A.-G. Berlin NW. 6, Katalog Liste 32 Fig. 52 819: Apparat gegen Spitzfuß nach Goldschmidt, Fig. 52 820: Schienenhülsenapparat System Hessing gegen Spitzfuß.
A. Moskopf, Apparat für Peroneuslähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 734.
Muskat, Heftpflaster-Gummi-Zugverbände bei Spitzfußstellung. Archiv f. Orthop., Mechanother. u. Unfallchir. **14**, 230, 1916.
Nieny, Einfache Stützen für Peroneuslähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 68.
A. Nussbaum, Apparat für Peroneuslähmung. Münch. med. Wochenschr. 1917, S. 636.
Ambr. Paré, Œuvres complètes, éd. par Malgaigne 1840, tome II, livre XVII, p. 621.
Payr, Schuh bei Peroneuslähmung. Münch. med. Wochenschr. 1917, S. 1275.
Reeves, Universal talipes shoe. Med. Times und Gaz. 1878, S. 434.
Radike, Apparatenbehandlung der Pseudoarthrosen und Lähmungen in: Ersatzglieder und Arbeitshilfen für Kriegsbeschädigte und Unfallverletzte, herausgeg. durch M. Borchardt u. a. 1919.
J. Reynders siehe Levis A. Sayre, Orthopedic surgery and diseases of the joints, London 1876, S. 70.
A. Ritschl, Spitzfußstiefel. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 799.
Sayres Spitzfuß-Schienenschuh ist abgebildet in: Ersatzglieder und Arbeitshilfen für Kriegsbechädigte und Unfallverletzte, herausgeg. von M. Borchardt u. a. 1919, S. 818.
E. Schmidt, Zur Vermeidung der Spitzfußstellung. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 799.
Emil Schmid, Ein neuer besonders einfacher Apparat für Peroneuslähmung. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 1409.
E. T. Schmid, Peroneusfederstützschiene. Deutsche med. Wochenschr. 1918, S. 1429.

F. Schede, Kriegsorthopädie in d. Heimat, die orthop. Apparate. Münch. med. Wochenschr. 1916, S. 219.
Firma Adolf Söhlmann, Hannover: Neue Söhlmannsche Peroneus-Schiene, vgl. Bähr.
E. Suchanek und A. Mestiz, Ein neuer Peroneusapparat. Münch. med. Wochenschr. 1918, S. 459.
Spiegel, Radialisschiene und Peroneusschuh. Mediz. Klinik 1916, S. 1001.
H. Spitzy und A. Hartwich, Orthopäd. Behandlung Kriegsverwundeter 1915, S. 141. Siehe auch Stracker.
O. Stracker, Die orthopäd. Behelfe des Wiener kriegsorthop. Spitals (Chefarzt Spitzy). Beiträge z. klin. Chir. **103**, 653. 1916.
Firma C. u. E. Streisguth, Straßburg, Katalog Nr. 4946: Apparat gegen Pes equinus.
Firma Georg Tiemann & Co, New-York, Katalog Fig. 4271 (Apparat Hudson).
Volkmann siehe Windler.
O. Vulpius, Kriegsorthopädisches. Deutsche med. Wochenschr. 1915, Nr. 27 bis 30.
Firma Walb & Heerlein, Straßburg. Spitzfußapparat.
Welty, Fußstützmaschine für Peroneus-Tibialis-Lähmungen. Münch. med. Wochenschr. 1915, S. 1068.
Firma H. Windler, Berlin, Katalog 1912. Fig. 27 790, 27 810. Spitzfußschiene nach Volkmann, Fig. 27 815: Spitzfußschiene nach Hessing, Fig. 27 798: Spitzfußschiene.

Sachverzeichnis zu § 61 bis § 71

d. i. des zweiten Bandes allgemeiner Teil.

Man beachte außerdem Tabelle 32, Seite 431, und das Sachverzeichnis zum ersten Band.

Abschlußstellung 415.
Achse, physiologische oder unphysiologische 363ff., (511).
Aesthetische Prothese 351.
Anatomisches Gelenk 416.
Anforderungen an die Prothese 353, 415ff.
Angegriffenes Glied 363.
Angriffspunkte 361ff.
Angriffsweise der Feder 370ff.
Arbeitsprothese 351.
Arretierung 365.
Auflagestellen 363.

Beanspruchbarkeit, zulässige Beanspruchung 375, 381, 409ff.
Beanspruchungsgrad 410, 414, 418.
Belastung, zulässige 381, 395, 435.
Biegefeder 370, 375, 382, 419f.
an drei Stellen gehaltene B. 407f.
Bilanz der Prothese 352, 354f.
Blattfeder(werk) 376, 392, 394.

Diagnostik 358.
Dimensionierung der Federung 415, 419.
Dreieckfeder 376, 392, 394, 396, 434.
Drehung, physiologische oder unphysiologische 365f. 369.
Drehmoment, abschließendes und initiales 416.
zulässiges Drehm. 381, 395, 435.
Drehm. bei unphysiol. Achse (511).
Drillfeder 370, 375, 383.
Druckpunkte der Prothese 363, 368.
Duchennes Prothèses musculaires physiologiques 349, 351, 355.

Elastische Linie 384ff. 407.
Elastizitätsgrenze 409ff.
Elastizitätsmodul 382, 384.

Faktor λ, λ' 386, 389f.
Federn, gestauchte 373, 376, 406f., 421f.
kombinierte Federn 378ff., 396ff
Federn mit gestützten Windungen 404f.
Federkraft, eben genügende 360, 371.
Federung, wohlabgepaßte, ausgeglichene 373f.
Federungsweg, relativer 380, 384ff. 435f.
spezifischer Federungsweg 381.
zulässiger Federungsw. 381, 435.
Federungswinkel, relativer 380, 435.
zulässiger Federungswinkel 381, 435.
Festigkeit 373, 424ff., 434.
Flachwickelfeder 379f., 386, 392f.
Formierung des Stahls 410.
Freidehnbeginn, Freidehn--belastung, -last, -länge, -weg 373, 407, 422, 436.
Füllstück 368.

Gelenk, anatomisches (Leibesgelenk) 363, 416.
echtes oder unechtes Gelenk des Apparats 364ff., 375.
Gerüstwerk, starr oder beweglich 361f.
Gesamtausschlag des Apparates 416f.
Gliedermechanische Anforderungen 415ff.

Halbfedern 407ff.
Halbgerüste 376.
Haltungverbessernde Prothese 347.
Hantierungen und Verrichtungen 359.
Hebel, gleichbleibend oder wechselnd 370ff., (512).
Hochbeanspruchung 409ff.
Hookes Gesetz 381, 409.

Initialstellung 415.

Justierung der Federung 423.

Kombinierte Federn 378ff., 396ff.
Kombinationsformeln 398.
Kontraktur 346f.
Krahn 367f.
Krümmungskreis, -halbmesser, -winkel 384.
Künstlicher Muskel 348, 350.

Lähmungsprothese 346f., Arten der Lähmung 351.
praktische Erprobung der Lähmungsprothesen 356f.
Last, zulässige, siehe Belastung.
Lazarette für Gelähmte 381.
Leistungsprothese 351.
Leitsätze über Lähmungsprothesen 353.

Mobilisationsprothese 351f.

Nachgiebigkeit der Federn 375, 380, 424f., 434.

Parese 359.
Polsterung 366, 368.
Prinzip der eben noch genügenden Federkraft 360, 371.
Proportionalitätsgrenze 409ff.
Pseudoelastische Apparate 372.

Querschnitt, gefährdeter (gefährlicher) 376, 425.

Rechteckfeder 392, 394f., 434.
Rollbahn 365f.
Rotationsbestreben der Prothese (486).

Schleifbahn 366.
Schleuder 369.
Schraubenfeder 376f., 392ff., 400ff. 405f., 421ff., 434.
Serpentinfeder 378, 392f., 400, 405.
Sicherheit 374, 414f.
Späte Federstrecke 373.
Spannung, zulässige 382.
Spannwerke 367.
Sperrvorrichtung 363, 365.
Spiralfeder 376, 378, 392, 400ff., 434.
Stabfeder 375, 392f., 434.
Stauchung 373, 376, 406f., 421f.
Streck- und Quetschgrenze 409.

Trägheitsmoment 384ff.
Tragendes u. getragenes Glied 363.

Umrechungsformeln 382.
Unterbeanspruchung 411, 413.
Unvollkommenheitskoeffizient der Stauchung 407, 422, 436.
U. der dichten Wicklung 406, 422, 436.

Verrichtungen und Hantierungen 359.
Verschiebungsfehler, -korrektur 364f.
Verspäteter Dehnbeginn 373.
Vorbeugungsprothese 351f.

Weichheit der Federn 375, 380f., 424ff., 434.
reziproke Weichheit 381, 426.
Winkelmessung in Bogenmaß 382.
Widerstandsmoment 395, 425

Zickzackfeder 387ff.
Zugbahn 361.
angehängte u. eingebaute Z. 362.
Zugfedern 375.

Druck der Spamerschen Buchdruckerei in Leipzig.